

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra Anatomie a Biomechaniky

**Sledování aktivace vybraných svalových skupin u klientů
s míšním poraněním**

**Monitoring the activation of selected muscle groups of clients with spinal cord
injuries**

Diplomová práce

Diploma thesis

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Zpracoval:

Bc. Jakub Krátký

Praha, červenec 2013

PROHLÁŠENÍ:

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně za použití uvedené literatury a svých zkušeností.

V Praze dne 31. 7. 2013

.....

Bc. Jakub Krátký

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a Příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

PODĚKOVÁNÍ:

Touto cestou bych velice rád poděkoval svému vedoucímu práce Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc. za jeho podporu, trpělivost, rady a čas strávený při konzultacích. Mnohokrát děkuji doc. MUDr. Jakubovi Otáhalovi, PhD., který mne obohatil cennými informacemi, poskytl technické zázemí a možnost zrealizovat výzkum. Velmi si vzájemné spolupráce vážím. Děkuji rodině a přátelům, kteří mě podporují všemi směry.

ABSTRAKT

KRÁTKÝ, Jakub. *Sledování aktivace vybraných svalových skupin u klientů s míšním poraněním*. Praha: Karlova univerzita, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2013. 82 s. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Diplomová práce se zaměřila na sledování aktivace vybraných svalových skupin u klientů s míšním poraněním v průběhu soupažné pohybové činnosti s využitím běžkařského trenažéru. Záznam sledování čtyř vybraných svalových skupin (musculus deltoideus pars anterior, musculus deltoideus pars posterior, musculus triceps brachii caput laterale a musculus trapezius pars descendus) byl pořízen metodou povrchové elektromyografie u devíti dobrovolníků. Sledování aktivace bylo rozděleno do dvou jednodominutových částí, při kterých klient absolvoval zatěžování střední intenzity podle Borgovy škály. Mezi dvěma měřeními provedl sportovní terapeut intervenční zásah v rámci korekčních technik. Cílem korekčních technik bylo pozitivně aktivovat svaly s tendencí k ochabování a snížit aktivaci svalů, které jsou během propulze ve vozíku přetěžovány. Výsledkem je potvrzení 3 ze 4 hypotéz u jednoho z klientů. U téměř všech ostatních se potvrdily nejméně dvě hypotézy. Vlivem korekčních technik se u většiny sledovaných nepodařilo cíleně ovlivnit aktivaci musculus deltoideus pars anterior. Naopak zvýšení aktivace bylo registrováno u musculus triceps brachii caput laterale a musculus deltoideus pars posterior. Z celého spektra sledovaných probandů bylo zjištěno nejvíce pozitivních změn v aktivaci u dvou klientů s míšní lézí C7, u jednoho klienta s míšní lézí Th10 a L1.

Klíčová slova

Míšní léze, povrchová elektromyografie, běžkařský trenažér, svalová aktivace

ABSTRACT

KRATKY, Jakub. *Monitoring the activation of selected muscle groups of clients with spinal cord injuries*. Prague: Charles University, Faculty of Physical Education and Sport, 2013. 82 pages. Supervisor Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc

The aim of this thesis is to monitor the activation of selected muscle groups (musculus deltoideus pars anterior, musculus deltoideus pars posterior, musculus triceps brachii caput laterale and musculus trapezius pars descendus) during double poling ergometry. Nine subjects with different spinal cord lesions volunteered to participate in the study. The surface electromyography is used to detect the musculus activation. The monitoring of four muscle groups is divided into three phases. Firstly, all the participants double-poled for one minute at moderate intensity according to the Borg scale. Each participant underwent a 10-minute intervention to correct the posture. In the last phase the volunteers exercised again for one minute at moderate intensity. The aim of the intervention is to decrease muscle activation of musculus deltoideus pars anterior and musculus trapezius pars descendus (muscles with a tendency to hypertonia during wheelchair propulsion and activity of daily living) and to increase muscle activation of musculus deltoideus pars posterior and musculus triceps brachii caput laterale (muscles with tendency to hypotonia during the wheelchair propulsion and ADL). The intervention did not positively influenced muscle activation of musculus deltoideus pars anterior. On the other hand, a positive influence of the intervention on musculus triceps brachii laterale and musculus deltoideus pars posterior was observed. The biggest changes are seen in the monitoring of two volunteers with a C7 lesion and one with a T10 and L1 lesion.

Key words: spinal cord lesion, surface electromyography, double-poling ergometry

Obsah

Obsah	7
Seznam použitých zkratk	10
Úvod.....	11
1 Přehled poznatků.....	13
1.1 Charakteristika míšního poranění	13
1.2 Výskyt a příčiny míšního poranění	14
1.3 Stanovení úrovně a rozsahu míšní léze	16
1.4 Důsledky míšního poranění.....	17
1.5 Mícha.....	19
1.5.1 Stavba a funkce míchy.....	19
1.5.2 Přehled míšních drah	21
1.6 Svaly a jejich funkce	22
1.6.1 Svalová kontrakce	23
1.6.2 Kinesiologická funkce svalů horní končetiny	24
1.7 Ovlivnění postury pomocí korekčních technik	25
1.7.1 Postura	26
1.7.2 Postura sedu ve vozíku	26
1.7.3 Stabilita páteře	27
1.7.4 Porucha statiky a dynamiky páteře	28
1.7.5 Korekce oblasti hrudní páteře.....	28
1.7.6 Svalové dysbalance	29
1.7.7 Hluboký stabilizační systém.....	30
1.7.8 Centrovaný kloub	30

1.8 Propulze horních končetin k pohybu mechanického vozíku a bimanuální lokomoce s využitím běžkařského trenažeru	30
1.8.5 Propulze na vozíku	30
1.8.6 Bimanuální lokomoce na běžkařském trenažeru	32
2 Elektromyografie (EMG).....	37
2.1 Povrchová elektromyografie	37
2.2 Detekce signálu	38
2.2.1 Umístění elektrod na vybraný sval	38
2.2.2 Hodnocení signálu	39
2.2.3 Analýza a zpracování signálu	39
2.2.4 Stanovení referenční hodnoty	40
3 Empirická část.....	42
3.1 Cíle	42
3.2 Hypotézy	42
3.3 Metodika	43
3.4 Výběr klienta.....	44
3.5 Kritéria pro vyřazení ze studie	44
3.6 Charakteristika zkoumaného souboru	45
3.7 Časový harmonogram	45
3.8 Použité testovací metody.....	46
3.9 Protokol měření.....	48
3.9.1 Aplikace elektrod.....	48
3.9.2 Musculus trapezius pars descendus	49
3.9.3 Musculus deltoideus pars anterior	50
3.9.4 Musculus deltoideus pars posterior	50
3.9.5 Musculus triceps brachii caput laterale	51

3.9.6 Korekční intervence.....	52
4 Výsledky	53
4.1 Příklad vyhodnocení záznamu sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior u jednoho klienta.....	54
4.2 Výsledky sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior u všech klientů .	56
4.3 Sledování aktivace musculus deltoideus pars posterior u všech klientů.....	57
4.4 Sledování aktivace musculus triceps brachii caput laterale u všech klientů.....	58
4.5 Sledování aktivace musculus trapezius pars descendus u všech klientů.....	59
4.6 Sledování aktivace svalů u jednotlivých klientů před a po intervenci – výběr deseti cyklů.....	60
4.6.1 Sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior u všech klientů	60
4.6.2 Sledování aktivace musculus deltoideus pars posterior u všech klientů	61
4.6.3 Sledování aktivace musculus triceps brachii caput laterale u všech klientů...	62
4.6.4 Sledování aktivace musculus trapezius pars descendus u všech klientů	63
5 Diskuze	65
Závěr	69
Seznam použitých zdrojů.....	71
Seznam obrázků.....	75
Seznam grafů	76
Seznam tabulek.....	77
Seznam příloh	78

Seznam použitých zkratk

NSCISC	National Spinal Cord Injury Statistical Center
ASIA	American Spinal Injury Association
ISCOS	International Standards and Spinal Cord Independence Measure
ADL	Activity of Daily Living
CNS	Centrální nervový systém
DMO	Dětská mozková obrna
RER	Respiratory exchange ratio
PEMG	Povrchová elektromyografie
CED	Cambridge electronic design
SEMG	Surface electromyography
MDPA	Musculus deltoideus pars anterior
MDPP	Musculus deltoideus pars posterior
MTBCL	Musculus triceps brachii caput laterale
MTPD	Musculus trapezius pars descendus

Úvod

Diplomová práce s názvem *Sledování aktivace vybraných svalových skupin u klientů se spinálním poraněním* vznikla na základě vlastní myšlenky při práci s klienty s míšní lézí. Při každodenní sportovní terapii aplikuji různé metody, které mají základ ve sportovním tréninku a rehabilitaci. Práce má teoreticko – empirický charakter. Cílem je sledovat elektrickou aktivitu vybraných svalových skupin a podpořit tak vlastní úvahy o elektrickém zapojení, aktivitě těchto svalů při vyšetřovaném pohybu. Šetření zaměřuji na vybrané svaly, které jsou běžně u této skupiny klientů přetěžovány a svaly s tendencí k ochabování. Svalovou aktivaci budu vyšetřovat metodou povrchové elektromyografie a to při soupažném pohybu na běžkařském trenažéru. Tento trenažér se mi v praxi osvědčuje jako vhodný nástroj ke sportovní terapii a povrchová elektromyografie je vhodnou metodou ke sledování elektrické aktivace vybraných svalů.

Devastující zdravotní poranění, jímž poranění míchy beze sporu je, ve většině případů upoutá člověka na vozík. Tím ale život člověka nekončí. Mnoho lidí se dokáže vrátit k různým činnostem, které obohacovaly jejich život před poraněním. Dříve nepředstavitelné zdravotní komplikace však zásadně ovlivňují novou životní situaci. Zdravotní stav a funkce organismu jsou narušeny a změněny. Následná ošetrovatelská péče a intenzivní rehabilitace jsou zcela nezbytnou součástí života po úrazu míchy. Při kompletním přerušení míchy v hrudní oblasti znemožní plegické dolní končetiny chůzi. Běžná chůze, kdy dochází střídavě k opoře jedné dolní končetiny, zatímco druhá je ve švihové fázi kroku, je okamžitě a doživotně nahrazena bimanuální lokomocí horních končetin. Tu označujeme jako propulzi horních končetin (z angl. slova propulsion = pohonný, hnací). Krokový cyklus je tak nahrazen cyklem propulzním. Ortopedický vozík (mechanický, elektrický) se stane nepostradatelnou pomůckou pro pohyb člověka s míšní lézí. Po poranění míchy zůstává zachována pohyblivost nad úrovní léze. U paraplegika se jedná o možnosti aktivace horních končetin a trupových svalů nad tímto místem. Jedním z velkých úskalí pohybu na vozíku bývá přetěžování horních končetin, zejména pletence ramenního a horní části trupu.

V mnoha odborných publikacích, které se věnují rehabilitaci a léčbě pacientů po poškození míchy, se zapomíná na význam sportovní rehabilitace. Právě zmíněná sportovní rehabilitace dokáže navázat na práci fyzioterapie, ergoterapie, psychologie a dalších oborů. Zkušený sportovní terapeut dokáže mimo jiné získat komplexní přehled o aktuálním stavu hybného systému. Je-li v úmyslu získat podrobnější informace, např. o svalové činnosti, je nutné využít speciálních vyšetřovacích metod.

Stěžejní částí diplomové práce je zhodnocení naměřených hodnot získaných metodou povrchové elektromyografie. Výsledky sledování jsou důležité k nacházení odpovědí na každodenní otázky sportovního terapeuta při práci s klienty se spinálním poraněním.

1 Přehled poznatků

1.1 Charakteristika míšního poranění

Jakékoli poranění páteře patří mezi velmi závažné poranění. Každé poranění je rozdílné a může ovlivnit tělo mnoha způsoby. Míšní poranění může vzniknout jako následek úrazu nebo onemocnění (tumory, záněty, roztroušená skleróza, infekční onemocnění, vývojová a degenerativní onemocnění). Pod úrovní léze dochází k přerušení vlivu supraspinálních řídicích center, zůstává pouze řízení na míšní úrovni. Výsledkem je porucha motoriky, senzitivity a poruchy autonomních funkcí.

Kompletní a nekompletní poranění

Typ poranění páteře je klasifikován lékařem jako kompletní nebo nekompletní. Kompletní poranění nastává, když žádné signály nemohou být poslány z mozku do zbylých částí těla. Naopak termínem nekompletní poranění označujeme stav, kdy některé signály mohou projít skrz, některé naopak nemohou. Množství vzruchů, které projdou z centrálního nervového systému skrze míchu až k cílovým orgánům, závisí na rozsahu poškození míchy.

Pentaplegie

Jedná se o poškození míchy v oblasti segmentů C1-C3. Vyskytuje se ochrnutí všech končetin, bránice a ochrnutí trupového a břišního svalstva, jedinec je na trvalé ventilační podpoře.

Kvadruplegie

Kvadruplegie vzniká od úrovně poruchy míšního segmentu C4 směrem kaudálním. Dýchání je brániční, závislost na okolí je značná. Je nutný elektrický vozík ovládaný bradou. Do úst je někdy nezbytný (alespoň v začátcích po úrazu) dýchací přístroj a snadno přístupná odsávačka hlenů. Při větších dechových obtížích a respirační nedostatečnosti potřebuje postižený kyslíkový přístroj, který si sám alespoň částečně ovládá. Někdy je nezbytná trvalá tracheální kanyla jako u pentaplegie. Při porušení míšního segmentu C5-C6 je dýchání brániční, závislost na okolí zůstává značná. Jedinec

se může částečně oblékat na horní polovině těla. Postrkuje sám mechanický vozík na rovině. V příznivých případech ovládá uzpůsobený automobil. Při poruše míšního segmentu C7-C8 je dýchání brániční, zůstává samostatnost při aktivitách denního života (může ovládat osobní auto upravené pro řízení horními končetinami).

Paraplegie

Paraplegie vzniká při porušení míchy od Th2, nejsou při ní postiženy horní končetiny. Při poruše ve výši Th2-Th5 je zmenšený dechový objem, je nezbytné používat mechanický vozík, stejně tak, jako při poruše ve výši Th6-Th10. Při poruše ve výši Th11-L3 je úplná nezávislost jako v předchozím stavu. Při poruše ve výši L4-S2 je úplná nezávislost doma i mimo dům, vozík není nutný, chůze je možná se dvěma francouzskými berlemi. Při poruše od L1, kde končí mícha, je již velká motorická nezávislost, nejde o poruchu míchy, ale tzv. míšního konu. Zde se již nejedná o centrální porušení hybnosti, ale o periferní, tj. porušení kořenů, které jsou periferními neurony (Pfeiffer, 2007).

Při kompletní transversální lézi míšní prochází míšní struktury stadiem šoku (ztrátou reflexní míšní aktivity). Tento míšní šok trvá od 3 dnů až po několik týdnů, déle u starších lidí (Seidl, 2004).

1.2 Výskyt a příčiny míšního poranění

Příčiny

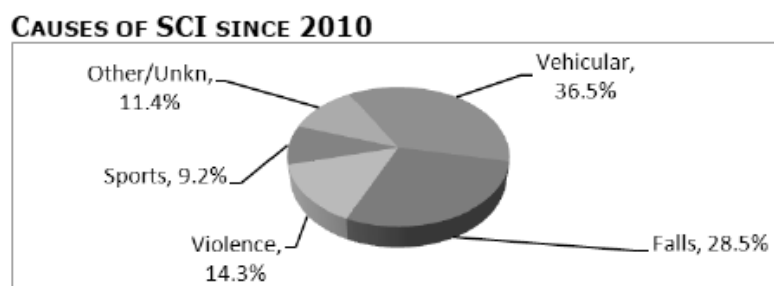
Traumatické transversální míšní léze představují závažná poranění se zdravotními a následně i společenskými problémy.

Zranění míchy nastává nejčastěji při luxaci nebo zlomenině obratle. Mícha je jakoby „přestřižnuta“ pohybem tvrdých hmot porušených obratlů nebo meziobratlové ploténky (Pfeiffer, 2007).

Mechanismus vzniku poranění páteře je přímý a nepřímý. Přímý mechanismus bývá méně častý (bodné nebo střelné poranění nebo úder těžkého předmětu). Nejčastěji se uplatňuje nepřímý mechanismus, kdy se na páteř přenášejí vzdálené síly. Podle směru zraňujících sil rozlišujeme mechanismy vertikálně kompresní, tj. útlak v kolmém směru, flekční extenzní, rotační a translační (Tyrlíková, 2012).

K poranění páteře a míchy vedou zejména těžké dopravní nehody, pády z výšky při práci, sportu nebo kriminální úrazy či skoky po hlavě do mělké vody. Světové statistiky uvádějí, že 55% úrazů připadá na dopravní nehody, 22% vzniká v práci nebo doma, 18% při sportu a asi za 5% je odpovědné násilí (Majkusová, 2009).

Chester (2007) potvrzuje zmíněný procentuální poměr a pro období 2000 – 2003 udávají jako nejčastější příčinu poranění páteře dopravní nehody (50,4%). Oproti statistikám z roku 1973 a 1979 se hodnoty nijak výrazně neliší (48, 7%). Naopak se za posledních třicet let zvýšil počet poranění z příčin, jako jsou pády z výšky, z 16,5% na 23,8%.



(Sport - 9,2%, Násilí– 14,3%, Pády – 28,5%, Dopravní nehody – 36,5%, Ostatní/Neznámé příčiny 11,4%)

Obr č.1: Příčiny vzniku míšní léze 1 (NSCISC, 2010)

Výskyt

Počet zranění míchy v technicky vyspělých zemích čítá přibližně 20 případů ročně na milion obyvatel. Prevalence není dobře známa. Převažují muži v poměru 4-5:1 (Pfeiffer, 2007). Ve studii představené Blumerem a Quinem (1995) autoři zmiňují hodnoty 13 – 33 případů na 1 milion obyvatel.

NSCISC (2010) odhaduje přibližně vznik 40ti nových případů s poraněním páteře a míchy na 1 milion obyvatel v USA, tedy přibližně 12 tisíc každý rok. K roku 2012 se počet lidí s poraněním páteře odhaduje na 270 tisíc osob.

Délka života

Jeden ze zdrojů uvádí průměrný věk takto poraněných pacientů mezi 30-35 lety. Délka života pacientů s poraněním páteře se neustále zvyšuje. Predikce délky života u lidí ve věku 25-34 let, kteří nepodlehnu poranění na místě nehody, se odhaduje na 38 let a u 43% dokonce na 40 let. Tyto hodnoty převyšují hodnoty představené

v klinických studiích z roku 1983. Použijeme-li data zmíněná NSCISC v roce 2005, předpokládaná délka života amerických občanů po poranění páteře ve věku 40 let dosáhnou 28,3 let v případě paraplegie a 24,4 let v případě nízké tetraplegie a pouze 21,5 let u vyšší léze. Celkový poměr paraplegiků ku tetraplegikům je 2:3, přičemž ve starších studiích byly hodnoty z 90% celkových poranění lidí v rámci paraplegie. Data předkládají tedy i fakt o zvyšujícím se počtu tetraplegiků. Většina pacientů jsou muži ve věku kolem 30-ti let a 40% pacientů je s kompletní lézí. Nedávné studie ukázaly hodnoty 50% (NSCISS, 2010).

1.3 Stanovení úrovně a rozsahu míšní léze

Abychom mohli stanovit neurologickou úroveň míšní léze, musíme znát motorickou a senzitivní úroveň. Motorickou úroveň vyšetřujeme pomocí tzv. klíčových svalů. Pro každý míšní segment, ze kterého vychází motorická inervace pro svaly horní a dolní končetiny, je určen jeden klíčový sval. Každý z těchto svalů vyšetřujeme ve specifické poloze a označujeme ho stupněm svalové síly 0–5, což odpovídá stupňům svalové síly podle Jandy (2004).

Motorická úroveň léze je pak určena míšním segmentem, v jehož myotomu je síla klíčového svalu nejméně na stupni 3. Síla klíčového svalu nad ním však musí být 5. V segmentech C1-C4, Th2-L1, S2-S5 se motorická úroveň určuje podle hranice cití. Senzitivní úroveň vyšetřujeme analogicky pomocí tzv. klíčových bodů. Pro každý míšní segment je v odpovídajícím dermatomu určen jeden klíčový bod, u něhož vyšetřujeme dvě modalitý cití - lehký dotyk a diskriminační cití. Jako senzitivní úroveň stanovíme nejnížší segment s plně zachovanou citlivostí pro obě modalitý. Neurologickou úroveň míšní léze pak stanovíme jako nejnížší segment s normální motorickou a senzitivní funkcí, a to na obou stranách (Kříž, 2009).

Ke stanovení rozsahu míšní léze používáme soubor testů ISCOS. Detailním neurologickým vyšetřením lze stanovit výšku poranění a předpovídat rozsah celkového poškození. Stav motorických a senzitivních funkcí hodnotíme také podle Frankela a podle asociace ASIA (American Spinal Injury Association). Vyšetřují se motorické funkce (svalový test podle Jandy) v pěti svalových skupinách horní končetiny a pěti svalových skupinách dolní končetiny. Za prognosticky významné je považováno

vyšetření sakrálních segmentů. Dále provádíme vyšetření šlacho-okosticových a kožních reflexů, spastických - pyramidových jevů (Wendsche, 2005).

Patient Name _____
Examiner Name _____ Date/Time of Exam _____

ASIA INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY **ISCIOS**

MOTOR
KEY MUSCLES (scoring on nearest side)
C5 Elbow flexors
C6 Wrist extensors
C7 Elbow extensors
C8 Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1 Finger abductors (little finger)
UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM) (28) (28) (28)
Comments: _____
L2 Hip flexors
L3 Knee extensors
L4 Ankle dorsiflexors
L5 Long toe extensors
S1 Ankle plantar flexors
(VAC) Voluntary anal contraction (Yes/No) _____
LOWER LIMB TOTAL (MAXIMUM) (28) (28) (28)

SENSORY
KEY SENSORY POINTS
C2 LIGHT TOUCH R L
C3 PIN PRICK R L
C4
C5
C6
C7
C8
T1
T2
T3
T4
T5
T6
T7
T8
T9
T10
T11
T12
L1
L2
L3
L4
L5
S1
S2
S3
S4-S5
TOTALS (MAXIMUM) (56) (56) (56)
(DAP) Drop anal pressure (yes/no)
PIN PRICK SCORE (max: 112)
LIGHT TOUCH SCORE (max: 112)

NEUROLOGICAL LEVEL
This level is the most impaired segment with normal function
SENSORY MOTOR R L
SINGLE NEUROLOGICAL LEVEL _____
COMPLETE OR INCOMPLETE? _____
ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS) _____
ZONE OF PARTIAL PRESERVATION (No sensory/motor loss) _____
Max. could have _____
with any innervation
SENSORY MOTOR R L

• Key Sensory Points

Obr. č.2: ASIA kategorie rozsahu transverzální léze míšní (ASIA, 2011)

1.4 Důsledky míšního poranění

Hlavní příznaky při míšních lézích jsou poruchy motoriky, převážně spastické (poškození pyramidové dráhy), ale někdy i chabé (poškození předních rohů míšních), poruchy senzitivní provazcového typu, které mohou být globální (asociované) při poškození více provazcových drah, ale i disociované (Pfeiffer, 2007).

Vlivem dysregulace autonomního nervového systému je sklon k bradykardii – zpomalení srdeční činnosti a hypotenzi a tím ovlivnění krevního oběhu. Vyprazdňování močového měchýře je regulováno vegetativním nervovým systémem: sympatickým a parasympatickým. Tento nervový systém nepodléhá vědomí. Souhra obou systémů je přes reflexní dráhy v míšních segmentech spouštěna a při intaktních míšních drahách mozkem kontrolována. Při poruše míchy jsou reflexní mechanismy zachovány, kontrola centrálním nervovým systémem však chybí. Proto je u tetraplegie a paraplegie nezbytná specializovaná urologická péče. Funkce střev je rovněž ovlivněna sympatickým a parasympatickým nervovým systémem. Při poruše míchy převládá ještě větší vliv parasympatikus a dojde k hypotonii až atonii. Závažnou komplikací při lézi míchy je dechová insuficience, pacient je po úraze nezdědka dlouhodobě na řízené ventilaci nebo

ventilační podpoře intubován. I po dekanylaci zůstává vysoké riziko respiračních komplikací zvláště u tetraplegiků nebo pacientů po přidruženém poranění hrudníku. Co se týče trofiky tkání, prokrvení je horší, a na některých částech těla může nepřiměřený dlouhotrvající tlak vést k rozvoji dekubitů. Poranění míchy představuje také výrazné psychické trauma. Vzhledem k poruše autonomního nervového systému po poškození míchy se mohou objevit i poruchy termoregulace. K obrazu poranění míchy s lézí I. motoneuronu patří po odeznění míšního šoku nástup spasticity. Projevuje se zvýšením svalového tonu, hyperreflexií a klonem. Pokud je spasticita velká, může pacienta omezovat v rehabilitaci, v ADL (Activity of Daily Living), může vést ke kontrakturám, deformitám, špatné postuře a pacienta negativně psychicky ovlivňovat. U pacientů v akutním stadiu po poranění míchy je pravidelně nález nižších hodnot celkové bílkoviny i albuminu, což může zapříčinit horší regeneraci organismu a hojení ran, nutrice je tedy nezanedbatelným sledovaným aspektem u těchto pacientů (Wendsche, 2005).

Kolář (2009) shrnuje zdravotní důsledky míšní léze a možné komplikace. Jako nejzávažnější udává autonomní dysreflexii, dále ortostatickou hypotenzi, tromboembolickou nemoc, poruchy močení a vyprazdňování, poruchy sexuálních funkcí, poruchy kožního krytu, septické stavy, bolestivé stavy, spasticitu, paraartikulární osifikace a osteoporózu. Například u autonomní dysreflexie se jedná o prudké zvýšení krevního tlaku způsobené neadekvátní vegetativní reakcí na podráždění pod místem léze. Vyvolávající příčinou je nejčastěji distenze močového měchýře, tedy přeplnění měchýře při neprůchodném močovém katéttru či epicystomii. Pro spinální pacienty jsou rostoucí obavou kardiovaskulární onemocnění, která z dlouhodobého hlediska převýšila ledvinová a plicní onemocnění, jež byla označována jako hlavní rizika ohrožení spinálních pacientů v dřívějších desetiletích (Meyers, 2007).

Nedostatek pohybové aktivity je přímo predispozicí pro metabolický syndrom. Metabolický syndrom charakterizuje skupina rizikových faktorů (obezita, vysoký krevní tlak ad.) a patří mezi hlavní faktory přispívající ke vzniku srdečního onemocnění. Jeho přítomnost odpovídá přibližně zdvojnásobení rizika úmrtnosti na srdeční onemocnění. Metabolický syndrom je v dnešní době přítomen u 23% populace s míšním poraněním, tedy přibližně dvakrát více než u populace bez míšního poranění. Tímto syndromem je nejvíce postihnuta skupina s tetraplegií (Tawashy, 2010).

1.5 Mícha

Stavba organismu je v úzkém vztahu s jeho funkcí, rozvoj mnoha částí organismu je funkcí přímo ovlivněn. Znalost struktury umožňuje chápat její funkce (Čihák, 2004).

Mícha pracuje ve funkční návaznosti na ostatní struktury nervové soustavy. Mícha je provazec dlouhý asi 40-50cm, který kraniálně přechází v prodlouženou míchu (Seidl, 2004).

Oproti mozku má mícha minimální plasticitu, nejsou rezervy. Jedná se o velmi tenký kabel obrovského množství dlouhých neuritů, část bílých myelinizovaných, ale větší počet vláken je nemyelizovaných (Pfeiffer, 2007).

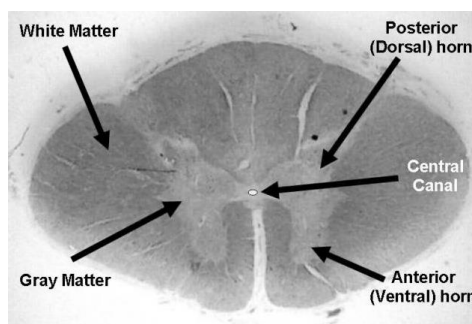
1.5.1 Stavba a funkce míchy

Anatomicky i funkčně je mícha rozdělena na 31 segmentů (oddělují je výstupy předních a zadních kořenů), 8 cervikálních, 12 thorakálních, 5 lumbálních, 5 sakrálních a 1 kokcygeální (Ambler, 1999).

Segment je úsek míchy, odkud přecházejí vlákna v jeden míšní kořen. Jednotlivé segmenty je obtížné přesně anatomicky definovat, ale tvoří nepochybně funkční jednotku. Na příčném řezu probíhá středem míchy míšní kanálek, který je obklopen šedou hmotou motýlkovitého tvaru s předními a zadními míšními rohy. Bílá hmota zasahuje k povrchu a tvoří míšní provazce (Seidl, 2004).

V bílé hmotě míšní jsou nervová vlákna, která vzájemně propojují míšní segmenty, dráhy spinospinální, dále dráhy ascendentní vedoucí do vyšších etáží CNS a dráhy descendentní z nadřazených struktur CNS do šedé hmoty míšní. Hranici mezi krční míchou a oblongatou (medulla oblongata, tj. prodloužená mícha) tvoří výstup prvního krčního nervového kořene, na ventrální straně se v této výši kříží pyramidová dráha. Kaudálně se mícha zužuje v conus medullaris, který končí na rozhraní obratle L1-L2. Embryonálně mícha zprvu vyplňuje celou délku páteřního kanálu. Mícha je spolu se svými obaly (pia mater a arachnoidea spinalis) uzavřena v durálním vaku. Uvnitř durálního vaku je mozkomíšní mok. Mícha se na dvou místech větvenovitě rozšiřuje v intumescencích. Krční intumescence zahrnuje segmenty C3-Th2 a zajišťují inervaci horních končetin. Bederní intumescence je ve výši obratlů Th9-L1 a inervuje

dolní končetiny. Míšním epikonem rozumíme segmenty L5-S2, míšním konem S3-5. Kaudálně od míšního konu (níže od těla L2 obratle) probíhají již jen míšní kořeny kaudy equiny (koňský ocas). Po přední straně míchy probíhá podélně rýha, fissura mediana anterior, po zadní straně sulcus medianus posterior, které míchu dělí na dvě poloviny. Na bočné straně probíhající sulcus lateralis anterior a posterior člení bílou hmotu míšní do tří provazců, fasciculus anterior, medialis a posterior, přičemž zadní provazec se ještě dělí na mediální – funiculus gracilis (Golli) a laterální – funiculus cuneatus (Burdachi) (Seidl, 2004).



Obr č.3: Stavba míchy (<http://biologyonline.us>)

Mícha je kratší nežli páteř, končí u meziobratlového prostoru L1-2, takže jednotlivé míšní kořeny vystupují postupně stále z nižších meziobratlových otvorů. Pro výškový vztah míšních segmentů a obratlů – vertebromedulární topografii – se užívá Chipaultovo přepočítavací pravidlo: obratlové trny v horní krční páteři odpovídají stejným segmentům míchy. V dolní C páteři odpovídá trnu míšní segment +1, v horní Th páteři míšní segment +2, v dolní Th páteři míšní segment +3, do výšky trnu Th10 sahají míšní segmenty Th12-L1, trnu obratle Th11 odpovídají segmenty sakrální a segment kokcygeální. V míše dochází k oboustrannému převodu informací, v tomto případě se jedná o funkci převodní (mícha x mozková kůra, mozková kůra x mícha). Při porušení motorických drah dochází k poruchám hybnosti. Poruchy sensitivních drah – výpadky citlivosti, jsou v tomto případě závažnější, čím vyšší oddíl míchy je poškozen. Funkce reflexní zajišťuje reflexní napětí ve svaích, jednoduché pohyby obranného charakteru, vyměšovací a pohlavní funkce (Seidl, 2004).

1.5.2 Přehled míšních drah

Dráhy míšních reflexů jsou základem všech míšních drah:

Proprioreceptivní reflexní dráhy

- monosympatický reflex
- bisynaptické reflexy (šlachový)
- polosynaptické reflexy

Visceroceptivní reflexní dráhy

Exteroceptivní reflexní dráhy

- flexorový reflex
- extenzorový reflex
- zkřížený extenzorový reflex
- speciální reflexy (zrakový, sluchový, labyrintový) dráhy svalového tonu

Ascedentní dráhy

- tr.spino-tectalis se účastní na řízení hybnosti hlavy a krku, koordinuje ji s hybností trupu a končetin
- tr. spino-reticularis je zapojen do senzitivity a aktivačního systému
- tr. spino-thalamicus vede senzitivitu, převážně bolest
- tr. spino-bulbo-thalamicus (dráha zadních provazců) zapojen do hmatové senzitivity
- tr.spino-cerebralis ventralis et dorsalis vede propriorepcepci z kloubů, šlach a svalů
- tr.spino-olivaris

Descendentní dráhy

- tr. corcico-spinali lateralis et ventralis tvoří podklad pro volní hybnost, je napojen na alfa motoneurony
- tr. rubro-spinalis aktivuje flexory
- tr. tecto spinalis je zapojen do hybnosti hlavy a krku ve vztahu ke zrakovým vjemům
- tr. retikulospinalis se účastní mechanismu gama klíčky, je zapojen do descendentních spojů aktivačního systému

- tr. vestibulo-spinalis – převádí vliv vestibulárních jader na antigravitační svalstvo
- fasciculus longitudinalis medialis převádí činnost okohybných, vestibulárních a jiných jader do ovlivnění pohybů hlavy a krku

Propriospinální dráhy – soubor vláken, které probíhají v těsném okolí substantia grisea. Obsahuje ascendentní i descendentní dráhy, které navzájem spojují různé úrovně míchy (Petrovický, 2008).

1.6 Svaly a jejich funkce

Kosterní svaly jsou aktivním orgánem pohybové činnosti a společně s kostrou, s jejími chrupavkami, vazy a klouby tvoří jeden celek (Bursová, 2005). Stavebními jednotkami jsou jednotlivá svalová vlákna. Každé svalové vlákno obsahuje mnoho buněčných jader, je dlouhé a skládá se z myofybril, které se dají rozdělit na jednotlivá filamenta. Samotná filamenta se skládají z kontraktilních bílkovin – aktinu a myozinu. Základním motorem svalů je sarkomera, obsahující především kontraktilní bílkoviny aktin, myozin a tropomyozin-troponin, ale i další bílkoviny – například myoglobin, který přenáší kyslík ve svaích (Kohlíková, 2004).

Svaly jsou zdrojem síly a jak pro stabilizaci osového orgánu, tak i pro pohyb segmentů celého těla. Hluboká vrstva krátkých svalů ležících těsně na obratlích propojuje obratle mezi sebou a má vliv na jejich vzájemné postavení. Svaly různých vrstev páteře tvoří ucelený komplexní systém z různě dlouhých svalových snopců umožňujících realizaci složitých pohybů mezi jednotlivými segmenty páteře, mezi hlavou a páteří, mezi hrudníkem a pánví a mezi hrudníkem a končetinami. Na páteři tak vzniká řada vzájemně se křížících různě dlouhých řetězců od ilia až po krční páteř, se stabilizačním účinkem na osový orgán a tím i na držení těla (Véle, 2006).

Svaly jsou děleny do tří skupin podle jejich příspěvku pro vykonání pohybu (Florimond, 2010):

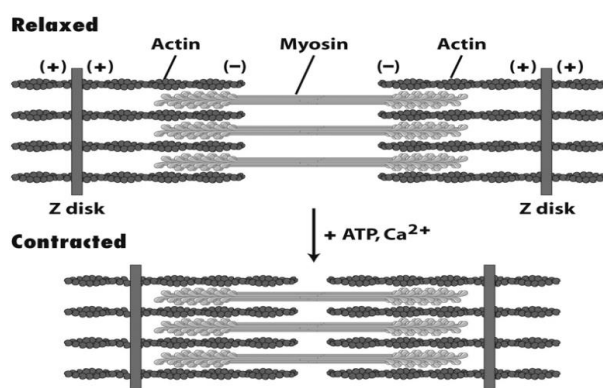
Agonisté zahajují pohyb a vykonávají nejvíc síly

Synergisté asistují agonistům v pohybu, vykonávají méně síly ale přispívají ke kontrole pohybu

Antagonisté hrají obrácenou roli k vykonání pohybu, poskytují stabilizující sílu během pohybu.

1.6.1 Svalová kontrakce

Svalem se rozumí kontraktilní tkáň. Funkcí svalů je produkce síly, která zapříčiňuje pohyb. Svaly způsobují pohyb organismu jako celku nebo jeho vnitřních orgánů. Svaly rozdělujeme podle stavby a funkce na kosterní, srdeční a hladké. Kontrakce srdeční a hladké svaloviny probíhá bez volní kontroly. Kosterní svalovina je ovládána naší vůlí a je primárně určena k pohybování celého organismu (Otáhal, 2011).



Obr. č. 4: Svalová kontrakce (<http://www.bio.miami.edu>)

Druhy svalové kontrakce dělíme na izometrické, dynamické a koncentrické. Izometrická kontrakce je svalová činnost, při které se nevykonává pohyb a vzdálenost začátku od úponu svalu se nemění. Při této činnosti se nemění délka svalu, ale mění se napětí.

Dynamická kontrakce, dříve uváděna jako izokinetická, je svalová činnost, při které se mění vzdálenost začátků a úponů svalu, napětí ve svaly je přibližně během celé činnosti stejné nebo se výrazně mění. Podle změny délky svalu rozeznáváme koncentrickou (zkrácení svalu) a excentrickou (natažení svalu) kontrakci. Koncentrická kontrakce vyvolává zrychlení pohybu (akceleraci), zatímco excentrická zpomalení pohybu (Bernáčíková, 2008).

1.6.2 Kinesiologická funkce svalů horní končetiny

Lokomoční pohyb uskutečňují sice končetiny, ale podílí se na něm značně i osový orgán a tvoří tak spolu systém hrubé motoriky. Posturální systém udržuje zaujatou polohu těla a brání její změně. Lokomoční systém prosazuje naopak změnu polohy těla proti jejímu udržování. Oba systémy vzájemně partnersky spolupracují. Obě funkce probíhají v pohybové soustavě a zároveň ve vyvážené spolupráci a zcela automaticky. Lokomoční systém tlumí posturální funkci a tím facilituje pohyb. Posturální systém pohybu přibrzdí, umožní zastavení.

Horní končetiny jsou uchopovacím a manipulačním orgánem člověka a slouží k sebeobsluze, práci i ke komunikaci a účastní se aktivně při udílení nebo přijímání kinetické energie. Pro spolehlivou činnost vyžadují posturální spolupráci osového orgánu pro zajištění stabilizace polohy těla při manipulaci. Obě končetiny tvoří párový orgán, takže pracují jako uzavřený funkční řetězec (Véle, 2006).

Musculus trapezius

Musculus trapezius propojuje hlavu s osovým orgánem (obratle, lopatka, klíční kost). Dělí se na tři hlavní funkční části (Véle, 2006).

Každá část má odlišnou funkci. Horní acromio-clavikulární vlákna pomáhají ke zdvihu lopatky. Střední transversální vlákna posouvají mediální okraj lopatky 2 až 3cm blíže k páteřním obratlům a tlačí lopatku proti thoracu. Posouvají rameno posteriorně. Nízká vlákna tlačí lopatku inferiorně a mediálně (Kapandji, 1982).

Horní část elevuje ramenní pletenec, extenduje hlavu proti šíji a rotuje ji kontralaterálně. Střední část addukuje lopatku a posouvá rameno dozadu. Dolní část provádí depresi lopatky a ramene. Jako celek přitlačuje m. trapezius obě lopatky ke hrudníku pro zpevnění ramenního pletence při nesení těžšího břemene. Porucha funkce m. trapezius ovlivní postavení hlavy, šíje a lopatky, postavení ramenního pletence i osového orgánu. Jeho aktivita má vliv na držení těla, protože je zapojeno několik funkčních řetězců propojujících segmentovou osu krční a hrudní páteře s hlavou a s horními končetinami (Véle, 2006).

Musculus deltoideus

Celý sval klidovým napětím udržuje hlavici ramenního kloubu v jamce. Podle míst začátku se rozlišuje klavikulární, akromiální a spinální část svalů. Klavikulární část se účastní předpažení, akromiální část působí upažení, spinální část se účastní zapažení (Kapandji, 1982).

Musculus triceps brachii

Jedná se o jediný sval zadní skupiny na paži. Má tři hlavy: caput longum, začínající na lopatce, caput laterale a caput mediale, které obě začínají na kosti pažní. Všechny tři hlavy jsou mohutným extensorem loketního kloubu. Caput longum pomáhá dorsální flexi a addukci v ramenním kloubu. Flexe paže probíhá v několika fázích. V první fázi do 60 stupňů (předpažení poníž) pracuje přední část deltoidea, m. coracobrachialis a klavikulární část m. pectoralis major. Činnost brzdí m.teres major, m.teres minor a m.infraspinatus. Druhá fáze je 60-90stupňů (předpažení) tvoří přechod do třetí fáze (90 – 120stupňů, předpažení povýš), kdy se mění funkce svalů tak, že se přidávají m.trapezius a m. serratus anterior. Brzdí m.latissimus dorsi a kostosternální část m. pectoralis major. Ve čtvrté fázi 120-180 stupňů (vzpažení) spolupracují trupové svaly a dochází ke zvětšení lordózy a k úklonu. Při flexi v lokti závisí účinnost svalů na výchozí poloze lokte. Při extenčním postavení v lokti je účinnost malá. Zvětšuje se s přibývajícím flexí v lokti. Maxima dosahuje asi kolem 20-30 stupňů semiflexe a potom opět klesá až do maximální flexe, kde je účinnost opět menší. Rozsah základních pohybů v loketním kloubu ve smyslu flexe-extenze je cca 150 stupňů. Silové momenty – v průměru je silový moment flexorů lokte větší než extenzorů. Závisí na postavení ramen i lokte (Kapandji, 1982).

1.7Ovlivnění postury pomocí korekčních technik

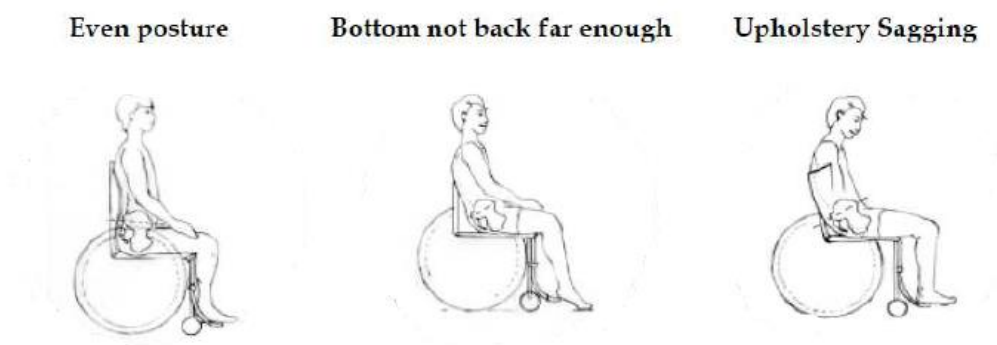
Ovlivnění držení těla považujeme za stěžejní. Korekční fyzioterapie posturálního systému je součástí každé cvičební lekce. Vždy je zařazena část, která se věnuje svalovým dysbalancím a kloubním problémům.

1.7.1 Postura

Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla v prostoru proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Postura však není synonymem vzpřímeného stoje na dvou končetinách nebo sedu, jak je nejčastěji prezentováno, ale je součástí jakékoliv polohy. Postura je základní podmínkou pohybu a nikoli naopak.

1.7.2 Postura sedu ve vozíku

Optimální sed ve vozíku je hlavním kritériem při výběru vozíku. Správná postura sedu je důležitá k maximální funkčnosti, pohodlí a např. minimalizaci otlaků (Woude, 2001).



Event posture – správný sed, Bottom not back far enough – těžiště není dostatečně vzadu, Upholstery Sagging – sesunutý posed

Obr č.5: Postavení pánve ve vozíku a vzpřímené držení těla (Woude, 2001).

Nesprávné poloha pánevní oblasti může zapříčinit skoliotické držení a vznik dekubitů. Plocha, na které uživatel vozíku sedí, by měla dosahovat po celé délce až k zádové opěrce. Znamky nesprávného sedu pozná uživatel snadno podle nestability ve vozíku nebo v neschopnosti provádět aktivity obvykle možné. Dlouhodobě špatný sed ve vozíku může zapříčinit deformity kůže a svalové bolesti. Mezi další obtížnosti může patřit i snížená úroveň dýchání.

Brügger koncept

Cílem terapie je na základě určení patologicky změněné aferentní signalizace patologicky působící jevy eliminovat tak, aby byly opět nastoleny fyziologické a ekonomické průběhy pohybů držení. V centru veškerého terapeutického snažení je dosažení vzpřímeného držení těla, které je charakterizováno přítomností thorakolumbální lordózy sahající od os sacrum po Th5 (Kolář, 2009).

1.7.3 Stabilita páteře

Bezpečnost a spolehlivost každé konstrukce závisí na základech, na kterých stojí. Podobně je tomu i se spolehlivostí motoriky závislé na stabilitě výchozí polohy, ze které pohyb vychází. Spolehlivost a bezpečnost se opírá o stabilitu systému, která je vnímána jako polohová nebo pohybová jistota, a je důležitým činitelem při hodnocení motoriky. Termín stabilita se používá technicky při popisu chování pevných těles na podložce vzhledem k působení zevní síly. Je-li zapotřebí zaujmout pevnou stabilitu, stabilní výchozí polohu těla, musí být stabilita polohy udržována činností svalů řízených z CNS. Deformace vzpřímeného držení těla nebo vadné uspořádání jeho segmentů je příznakem poruchy zdraví. Udržování vzpřímeného držení závisí nejen na fyzikálních parametrech (gravitaci, hmotnosti, výšce těla, struktuře segmentů, vlastnostech oporné plochy apod.), ale především na svalové aktivitě. Vzpřímené držení těla je dynamický proces udržující tělo ve vertikále (Véle, 2006).

V souvislosti se stabilizací páteře je nutno připomenout Panjabiho koncept neutrální zóny. Neutrální zóna má vztah k pohybu jednoho obratle vůči druhému, představuje velmi malý rozsah pohybu obratle, kterému je kladen minimální odpor kostěných, vazivových a svalových struktur. Z hlediska bariérového principu můžeme říci, že oblast neutrální zóny je prostorem před dosažením fyziologické bariéry. To však platí pouze pro pasivní vyšetření segmentu, kdy se snažíme, aby klient co nejlépe relaxoval. Situace bude tedy jiná při aktivním a pasivním pohybu. Pozice neutrální zóny je označením pro takové nastavení dvou sousedních obratlů (pohybového segmentu páteře), kdy vektorový součet sil působících na segment je roven 0. Tato pozice maximálně chrání segment před přetížením. Nestabilita segmentu je pak charakteristická rozšířením neutrální zóny, tedy ztrátou pasivní podpory, která odpovídá

posunu až ztrátě fyziologické bariéry. Není-li tato ztráta kompenzována adekvátní svalovou stabilizací, stává se příslušný úsek páteře zranitelný a může docházet k opakovaným mikrotraumatům v oblasti chrupavek intervertebrálních kloubů, meziobratlových disků a dalších měkkých tkání (Kolář, 2009).

1.7.4 Porucha statiky a dynamiky páteře

Tato porucha je důsledkem výše uvedených funkčních svalových poruch. Přetížené a zkrácené šíjové svaly a zkrácené horní trapézové svaly omezují normální hybnost krční páteře. Oslabené fixátory lopatek a zkrácené prsní svaly podporují rozvoj hyperkyfózy hrudní části páteře. Dolní zkřížený syndrom, přetížené a zkrácené svaly napřimovače páteře jsou hlavní příčinou hyperlordózy a omezení pohybů bederní části páteře (Novotný, 2009).

1.7.5 Korekce oblasti hrudní páteře

Hrudní páteř je nejméně pohyblivá část celé páteře, ale zároveň je jejím nejstabilnějším úsekem. Společně se žebry a hrudní kostí tvoří podstatnou část hrudníku, který chrání vitální orgány a bránici, ale současně je spojena s dechovou funkcí. Z kineziologického hlediska jsou rovněž příznakem tuhnutí hrudníku rychle nastupující svalové bolesti, které jsou většinou projevem statického přetížení kloubních spojení páteřních obratlů s hrudníkem a příslušných svalů (Kolář, 2009).

Pohledem z dorzální strany sledujeme kontury paravertebrálních erektorů a rozdíl v kožním řasení na obou stranách. Porovnáváme linii trnových výběžků a vyloučíme skoliózu nebo hyperkyfózu páteře. Lopatky posoudíme podle jejich vzájemné výšky i vzdálenosti mediálního okraje od páteře. Dále si všimneme jejich abdukce a addukce a odstávajícího dolního úhlu lopatky v důsledku oslabení m. serratus anterior nebo parézy nervus thoracicus longus. Sledujeme svalová břicha m. infraspinatus, m. supraspinatus, m. teres major a minor a vyloučíme jejich atrofii. Pozorujeme vzájemnou výšku ramen, posoudíme tvar, držení horních končetin v zevní nebo vnitřní rotaci a jejich vzdálenost od trupu. Jednostranné oddálení paže od trupu může být sekundární v důsledku svalové dysbalance nebo fasciální retrakce. Zjistíme

postavení hlavy a zaznamenáme patologické předsunutí, úklon nebo rotaci. Pohledem ze strany ventrální sledujeme konturu obou ramenních kloubů i horní porce trapézových svalů, je-li symetrická a dosahuje stejné výše. Rovněž oba klíčky a obě sternoklavikulární skloubení jsou (by měly být) symetrické a leží (ležet) ve stejné výši. Horní končetiny mají stejný stupeň rotace a pozorujeme stejný stupeň vybočení obou loketních kloubů. Hlava a krk by měly být ve středním postavení, bez úklonu, rotace a flexe (Gross, 2005).

1.7.6 Svalové dysbalance

Přítomnost oslabených a zkrácených svalů s poruchou držení a funkce trupu. Většina svalů je nedostatečně zapojována do činnosti, proto ochabují. Většinou jsou oslabeny svaly, které jsou určeny k vykonávání určitého cíleného volního pohybu (tzv. svaly fázické). Jedná se o svaly pro pohyby volných částí končetin (především rotátory a extenzory ramene, extenzory lokte). Tendence k oslabení mají i další svaly pletence horní končetiny (svaly přitahující lopatky k hrudníku) a břišní svaly (Majkusová, 2009).

Mezi nejčastěji zkrácené svaly patří tzv. svaly posturální: šijové svaly, zdvihač lopatky, kývač hlavy, svaly kloněné, horní až střední části trapézových svalů, napřimovač páteře (Novotný, 2009).

V případě funkční nerovnováhy mají převahu svaly s převážnou činností tonickou na úkor aktivity svalů s převážnou činností fázickou, jejich zapojování v jednotlivých pohybových programech je reflexně tlumeno. Dalším negativním důsledkem dysbalance je zvýšení rizik sportovních úrazů a neekonomický a neefektivní tréninkový proces s neadekvátním sportovním výkonem (Bursová, 2005).

Horní zkřížený syndrom je stav současného oslabení, resp. zkrácení svalů v oblasti ramenního pletence. Oslabené fixátory lopatek umožní natočení lopatky s vysunutím vnitřního okraje směrem od hrudníku dozadu a uvolňují rameno. Současně je rameno taženo zkrácenými prsními svaly dopředu (Novotný, 2009).

1.7.7 Hluboký stabilizační systém

Systém hluboko uložených svalů se nazývá hluboký stabilizační systém páteře a v tělesném schématu zahrnuje svalstvo flexorů, hluboký svalový systém páteře, svalstvo pánevního dna, břišní muskulaturu a především bránici v její posturální funkci (Kolář, 2009).

Během stabilizace páteře probíhá aktivace svalů následovně: nejprve se zapojují hluboké extenzory páteře, které jsou následovně vyváženy synergií hlubokých krčních flexorů a zvýšením nitrobřišního tlaku, jenž je zvyšován optimální součinností bránice, břišního svalstva a pánevního dna.

1.7.8 Centrovaný kloub

Jedná se o takové postavení kloubu, kdy jsou kloubní plochy v maximálním kontaktu a síly působící na kloub jsou na kloubní plochy rovnoměrně rozloženy. V tomto postavení jsou pouzdra a kloubní vazy v minimálním napětí. Centrované postavení odpovídá střední neboli neutrální poloze, která umožňuje kloubu ideální statistické zatížení. Střední (neutrální) neboli centrované postavení vážeme na celý pohybový rozsah v kloubu během lokomočního pohybu (Kolář, 2004).

1.8 Propulze horních končetin k pohybu mechanického vozíku a bimanuální lokomoce s využitím běžkařského trenážeru

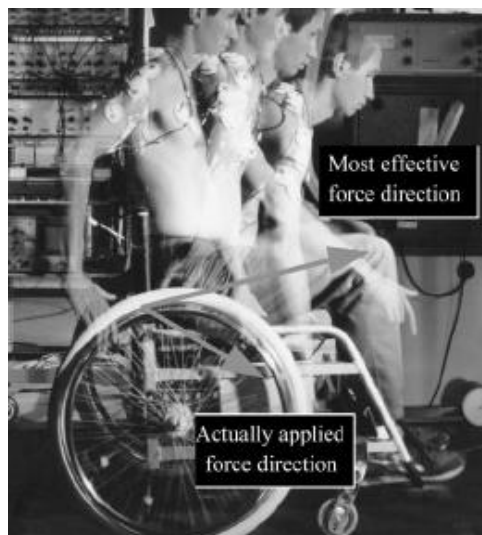
1.8.5 Propulze na vozíku

V nedávné době se výzkum zaměřil směrem k dlouhodobým problémům souvisejícím s přetěžováním osového systému a přetěžováním svalových tkání. Propulze na mechanickém vozíku je označována jako cyklický pohyb, vzor, opakující se v čase při dané frekvenci k udržení určité rychlosti. Tato skutečnost vyjadřuje produkci více méně stejného množství práce. Frekvence propulze (f) a práce (A) udává průměrný výdej (P).

$$P = f \times A$$

Produkce síly během propulze je dosažena aktivací horního trupu a převážně horních končetin. V posledních letech se právě výzkum zaměřuje na propulzi na vozíku, při které jsou horní končetiny extrémně přetěžovány. K nejčastějším poraněním dochází v oblasti zápěstí, předloktí a ramen.

Technika propulze závisí na typu mechanického vozíku, tak jako na funkční dovednosti jeho uživatele. Propulzi dělíme na dvě části, část tlačení „pushing phase“ a fázi odpočinkovou „recovery phase“. Během první fáze jsou ruce v kontaktu a silově působí na místo obruče. Ruce následují vedený pohyb podél obruče tzv. „guided movement“. Propulzní síla může být, ale také nemusí být aplikována tangenciálním směrem (Woude, 2001).



Obr č.6: Ilustrace směru propulze během „normální“ jízdy na vozíku ve vztahu k nejefektivnějšímu směru produkce síly (Woude, 2001).

Z hlediska svalové aktivace během první fáze jsou nejvíce aktivovány m.deltoideus pars anterior, m.biceps brachii, m.triceps brachii, m.flexor carpi radialis a m.pectoralis major. K primárním svalům aktivovaným během odpočinkové fáze patří m.deltoideus pars medialis a posterior. M.latisimus dorsi byl určen jako nejvíce aktivovaný sval během finální části první fáze a to i zejména při propulzi na ergometru s navýšením na 2-3% převýšení (Woude, 2001).

1.8.6 Bimanuální lokomoce na běžkařském trenažeru

Bjerkefors (2012) připomíná časté bolesti v oblasti ramen a přetížení těchto partií, vedoucím až ke zranění. Nové způsoby cvičení by měly být šetrné k těmto partiím a snižovat svalové asymetrie mezi zádonými a břišními svaly. Během každodenních aktivit (ADL) a pohybu na vozíku bývá zatěžována převážně přední strana trupu, musculus pectoralis a musculus deltoideus. Pro trénink vytrvalosti, svalové síly a zapojení svalů zadní strany trupu a zadní strany deltových svalů se doporučuje pohybovou činnost s využitím běžkařského trenažeru. Při této studii nezaznamenali vyšetřovatelé žádné zdravotní problémy s přetěžováním zmíněných svalových partií a vyzdvihována je i jednoduchost techniky cvičení. Trénink spinálních pacientů by měl být všestranný a potenciálně zvyšovat možnosti vedoucí ke zlepšení kvality života, zvyšovat soběstačnost a nezávislost na okolí.

Tawashi (2010) zdůrazňuje, že je zapotřebí aplikovat kardiovaskulární cvičení tak brzy, jak je to jen možné.

V minulosti bylo vyvinuto a je používáno několik druhů zařízení pro osoby na vozíku. Nejpoužívanější jsou ergometry, u kterých je využíváno zejména horní polovina těla, převážně oblast horního trupu a svalů pletenců ramenních. Převážně se jedná o cyklický pohyb horních končetin.

Hicksov (2011) doporučuje pro zlepšení fyziologických funkcí a kondice u spinálních pacientů stanovit zatížení v rozmezí od 60 - 65% VO₂max, 2 - 3x týdně, minimálně 20 min při hodnotách 60-80% TF max. během pohybové činnosti na trenažeru.

Při soupažném běhu si uvědomujeme zapojování všech částí trupu v součinnosti s aktivní prací dolních končetin a bimanuální lokomocí končetin horních. Jejich úkolem je soupažný odpich holí. V případě soupažné techniky se jedná o jednoduchý, zcela synchronizovaný pohyb. Spolupráce jednotlivých segmentů těla vytváří pohybovou činnost a jako celek ovlivňuje velké množství tkání v těle. Z fyziologického hlediska je soupažný pohyb vhodnou pohybovou aktivitou pro adaptaci organismu na fyzickou zátěž a trénink kardiovaskulárního a dýchacího systému.

Podle Dr. Holmberga (2004) z Karolinska Institute ve Stockholmu, zabývajícího se daným tématem, tedy během na lyžích, se důležitost tzv. double polingu v posledních dvou dekádách vrcholového běhu na lyžích zvýšila. Lyžařské technologie přidaly

na kvalitě, tj. funkční charakteristice lyží a připravenosti tratí. V posledních letech se důraz klade na vyšší fyzickou připravenost, rychlejší frekvenci a z hlediska fyzické kondice na sílu horní poloviny těla, především horní části trupu.

Jeden cyklus soupažného pohybu dělíme na dvě fáze: „poling phase“ a „recovery phase“ tj. fázi záběrovou a fázi odpočinku. Rychlejší lyžaři se projevují větším rozsahem pohybu v lokti s úvodní flexí okamžitě následovanou extenzí a začínají záběrovou fází s větší elevací horních končetin. Další autor předkládá informace o zvýšení rychlosti a to pomocí zvýšení svalové aktivity při záběrové fázi, kdy se zvýší frekvence cyklu a zkrácením doby obou fází (Holmberg, 2005).

Kvalitní technika pohybu je předpokladem ke sportovnímu výkonu. Hnací síla vyvolává předozadní pohyb těžiště s vertikálními změnami. Z hlediska biomechaniky pozorujeme chování jednotlivých segmentů těla v pohybu. Naopak z hlediska pohybové aktivity sledujeme pohyb jako celek. Pohyb trupu při soupažném pohybu je centrálním rysem techniky. Trup může vytvářet flexi i více než 45stupňů během záběru. Při flexi trupu, ke které dochází v rámci cyklu, se těžiště posouvá od 25-30cm vpřed. Dokonalou běžeckou techniku můžeme vnímat jako propojení mnoha fyziologických systému ve funkční celek.

Existuje několik studií, které se zaměřují na techniku běžeckého lyžování u zdravé populace (Hoffman a Clifford, 1992, Smith, 1996, Millet, 1998, Holmberg, 2005). Holmbergova studie „A biomechanical model of a double-poling skier“ (Holmberg, 2003) popisuje, že soupažný pohyb může být rozdělen do tří fází. První fáze představuje zapojení svalů v oblasti pánve a svalů břišních, následuje zapojení svalů v oblasti ramenního kloubu a kloubu loketního. V této studii byly sledovanými oblastmi m.rectus femoris, m.rectus abdominis, m.latissimus dorsi a m.triceps brachii. Další Holmbergova studie „Biomechanical analysis of double poling technique in elite cross-country skiers“ (Holmberg, 2005) popisuje řetězec svalové aktivity, tzv. „muscle activation chain“ začínající u m.rectus abdominis a m.obliquus externus, dále pokračující k flexoru m.rectus femoris – m.latissimus dorsi, m.teres major a m.pectoralis major a m.triceps brachii.

V jiné Holmbergově studii (2004) je testováno několik probandů zdravé populace, jenž působí na profesionální úrovni v běžkařském lyžování. Holmberg se věnuje jak fyziologickým aspektům (V02 max), tak biomechanickým studiím

založeným na povrchové elektromyografii a zkoumání sekvence svalového zapojení při běhu soupaž.

Holmberg (2006) upozorňuje, že by se nemělo zapomínat na aktivizaci dolního trupu a dolní poloviny těla.

O dva roky později Holmberg (2008) zveřejnil studii, ve které zjišťoval reliabilitu a validitu nového běžkařského trenažéru pro zdravou populaci. Jednalo se o modifikaci veslařského trenažéru firmy Concept, který je běžné používán v tuzemsku. Otestoval 38 běžkařů ve věku 19 - 33let soutěžících na vrcholové úrovni. Probandi byli rozděleni do tří skupin a absolvovali několik testů. Skupina A (22 subjektů z toho 13 mužů, 9 žen) prošla test-restem 60s práce na trenažéru. Skupina B (8 subjektů z toho 4 muži a 4 ženy) absolvovali test a re-test 6min s max. intenzitou zaměřený na zjištění VO₂max. Třetí skupina C, zastoupena 8 ženami, uskutečnila 6 - minutový test na ergometru a test na závodním okruhu k zjištění validity ergometru. Zmíněná studie prokázala validitu a reliabilitu daného ergometru.

Moller (2006) se ve své studii zaměřil na detailní PEMG měření při běhu soupaž na 85% maximální rychlosti. V této studii k nejvíce aktivovaným svalovým partiím při soupažné propulzi patří m. teres major, m. rectus abdominis, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. triceps brachii a m. gluteus maximus. Naopak dolní končetiny zaznamenaly skóre na úrovni střední až nízké.

Další studie indikují m. triceps brachii a svaly v oblasti ramenního kloubu jako hlavní svalové partie vytvářející propulsní sílu. Současná data potvrzují výsledky dřívějších studií, že nejvíce zatěžovanými svaly, které přispívají na propulzi soupažného běhu, jsou svalové partie horních končetin. Výsledky informují o faktu, že čím více se intenzita zvyšuje, tím více svalové partie v oblasti bederní páteře, boků a kolenních kloubů přispívají k propulzi a jsou více aktivovány.

Podle Mollera (2010) jsou v tabulce uvedeny svalové partie, které zaznamenaly největší aktivitu při soupažném běhu. Studie probíhala ve výzkumném ústavu v Oslu. Předchozí studie poskytovaly výsledky EMG. V této studii bylo využito povrchové elektromyografie. Pomocí PEMG vyšetření zjistíme funkci svalových skupin, které drží páteř. Tento test ukazuje systém jakým způsobem je energie od těchto svalů rozdělena do daných oblastí a přesně identifikuje svalovou aktivitu.

Forbes (2007) ve své magisterské práci porovnává fyziologické proměnné (VO₂max, TF ad.) u 7 lyžařů kanadského národního týmu. Vzorek atletů byl, co se týká

diagnózy, velmi různorodý. Zahrnoval kompletní míšní léze, ve věkové skupině 17 - 54let, muže (3) i ženy (3) od míšní léze v úrovni Th7 až po L1 a jednu ženu s diagnózou DMO. Probandy testoval na originálním ergometru v rámci laboratorního testu a porovnával jednotlivé proměnné s testem venku na závodním okruhu. Při testování využíval sporttestru pro kontrolu tepové frekvence. Nezjistil žádné statisticky významné odlišnosti mezi VO2 max při testování na trenažéru a testováním v terénu na závodním okruhu. Statisticky významné byly vyšší hodnoty tepové frekvence při pohybové činnosti na ergometru u tepové frekvence, TFmax (venku= 173 ± 5 vs. ergometr = 178 ± 4) a poměr respirační výměny (RER, respiratory exchange ratio). Podle Forbese a jeho výzkumu jsou výsledné hodnoty naměřené na ergometru, tedy při laboratorním testování a testování na závodním okruhu porovnatelné (Forbes, 2010).



Obr č.7: Laboratorní testování (Forbes, 2010)

Bjerkefors a kol. (2012) zaměřili svoji studii na standardizaci vlastnoručně sestaveného běžeckého trenažéru. Na oddělení biomechaniky a motoriky testovali 26 subjektů (13 s poraněním míchy od C7 po T12 a 13 zdravých probandů). Jejich cílem bylo zjistit, zda je tento trenažér vhodný k tréninku sportovců s míšním poraněním a tréninkovými požadavky. Aplikovali kinematické metody pro horní polovinu těla a zkoumali síly během soupažného pohybu na trenažéru.



Obr č.8: Vlastnoručně vyrobený běžkarský trenažer (Bjerkefors, 2012)

2 Elektromyografie (EMG)

Biomechanika využívá kinematických analýz, kinetických výpočtů a elektromyografických záznamů pro detailní posouzení. Právě vhodná aplikace a porozumění daným zákonům poskytne přesná vyhodnocení. V celku jednoduše, biomechanika sportu studuje a analyzuje pohyb člověka při sportovním výkonu (Bartlett, 1997).

Tato elektrofyziologická metoda umožňuje posoudit stav kosterního svalstva a jeho řízení nervovým systémem. Jejím principem je snímání elektrických projevů svalové tkáně pomocí elektrod, které slouží jako anténa. Jsou-li elektrody umístěny na povrchu těla, vyšetření se označuje jako povrchová EMG, jsou-li elektrody umístěny přímo ve svalu, jde o tzv. detekční EMG. Často se jedná o jehlové, ale i flexibilní drátové elektrody, mikropipety plněné elektrolytem atd. (Kolář, 2009).

Záznam elektrické aktivity kosterního svalstva neboli EMG se v posledních desetiletích stal velmi používanou metodou v řadě vědních oborů a své uplatnění má stále častěji v klinické praxi. S rozvojem digitálních technologií se umožnilo provádět i velmi sofistikované matematické analýzy již v průběhu vyšetření či experimentu. Vzhledem k tomu, že kosterní sval je v klidu víceméně inaktivní a se zvyšující aktivitou se zvyšuje i elektrický signál, používá se EMG v biomechanice pohybového aparátu a sportovní biomechanice (Otáhal, 2011).

2.1 Povrchová elektromyografie

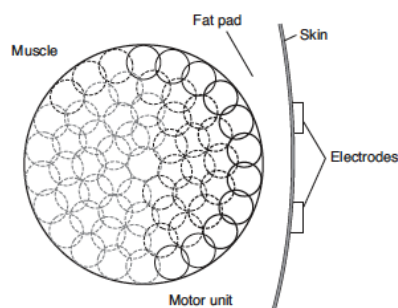
Povrchová elektromyografie (PEMG) je vhodnější k podání obrazu o neurálních mechanismech pohybové kontroly, protože poskytuje informace z většího množství svalových vláken a umožňuje měřit více svalů současně během rozličných pohybových aktivit. V případě PEMG jsou snímány bioelektrické signály (akční potenciály) většího množství aktivních motorických jednotek v blízkosti snímacích senzorů, které jsou umístěny na kůži nad testovaným svaem. Jednotlivé akční potenciály všech aktivních motorických jednotek snímané elektrodami jsou elektricky superponované a výsledkem je tzv. interferenční vzorec (Krobot, 2011).

2.2 Detekce signálu

EMG signál vyvolaný svalovými vlákny je zachycen elektrodami. Postupně je zesílen a filtrován senzory a následně převeden do digitální podoby. Převaděč pošle signál do počítače ke zpracování v příslušném softwaru (Florimond, 2010).

2.2.1 Umístění elektrod na vybraný sval

Vizuální zobrazení aktivity motorických jednotek vůči elektrodám. Pouze tmavě zobrazené kruhy, přispívají k záznamu bioelektrické aktivity.



Obr č.9: Aktivita motorických jednotek (Criswell, 2011)

Horní část trapézového svalu

V případě horní části musculus trapezius jsou elektrody umístěny paralelně ke svalovým vláknům m. trapezius. Přibližné umístění je na polovině cesty od páteře (C7) k acromionu (Criswell, 2011).

Přední část deltového svalu

K hodnocení předního deltového svalu je třeba, aby elektrody byly umístěny paralelně ke svalovým vláknům přední části deltového. Umístění je mírně pod ramenním kloubem. Horní elektroda je umístěna přibližně 3 cm pod claviculou a spodní laterálně od ní, tak že následuje svalová vlákna.

Zadní část deltového svalu

Elektrody jsou umístěny na zadní straně horní části paže. Horní elektroda má umístění 3-5 cm pod spina scapulae a spodní elektroda laterálně (asi 25 stupňů od vertikály) po směru svalových vláken.

2.2.2 Hodnocení signálu

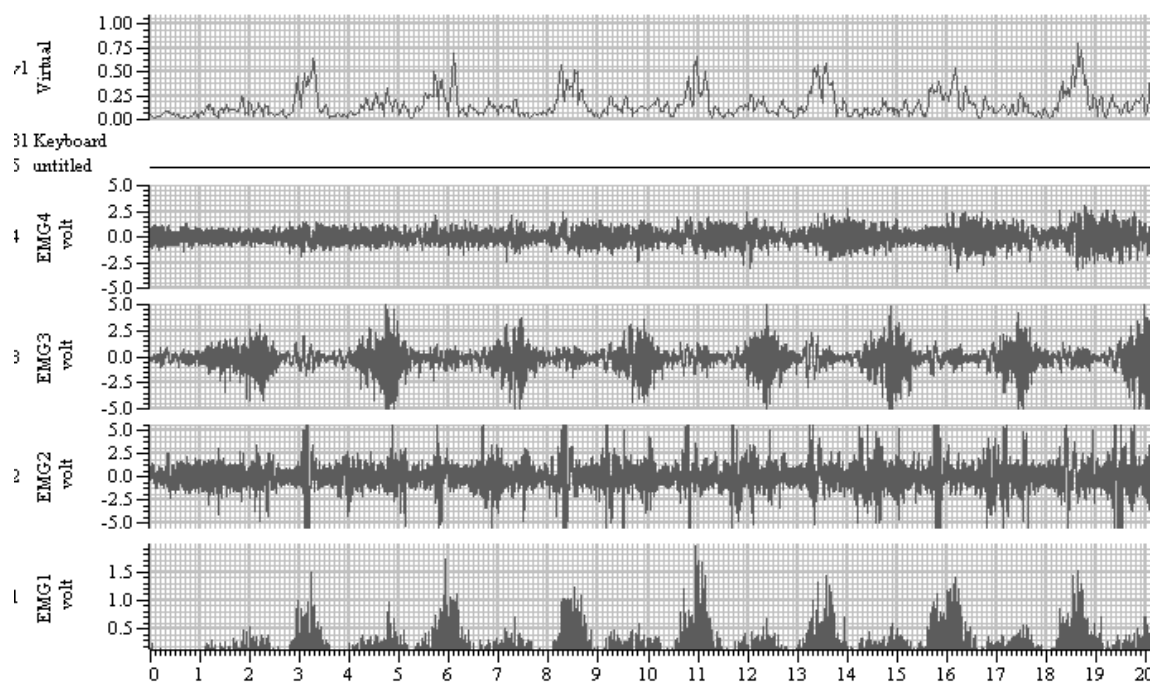
Surovým záznamem je nezpracovaný elektromyografický signál, který představuje interferenční vzorec akčních potenciálů, jenž je snímán elektrodami. Surový záznam by měl být prostý externích šumů a dalších artefaktů, které je nezbytné minimalizovat technickým nastavením přístroje a správnou aplikací elektrod před vlastním měřením. V surovém záznamu jsme schopni diferencovat, zda sval je či není aktivní, případně kvalitativně porovnat míru jeho aktivity v závislosti na testované činnosti. Nicméně surový elektromyografický záznam, který se skládá z náhodně uspořádaných amplitud, není přesně reprodukovatelný. Aby bylo možné se signálem dále pracovat a výstupní hodnoty analyzovat, je nezbytné další zpracování signálu (Krobot, 2011).

2.2.3 Analýza a zpracování signálu

K zajištění míry svalové aktivity se nejvíce využívá analýza změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase. Kvantitativní analýze amplitudy pro zvýšení reliability a validity měření předchází specifické zpracování signálu (Krobot, 2011).

Rektifikace

Amplituda EMG signálu se náhodně pohybuje kolem nulových hodnot. Pokud bychom výsledné hodnoty pouze zprůměrovaly, byl by výsledek teoreticky roven nule. Rektifikace představuje jednoduchou metodu, kdy se negativní hodnoty surového záznamu eliminují nebo se převrátí do pozitivních hodnot (Krobot, 2011).



Obr. č. 10: Rektifikace a vyhlazení dat po prvním měření

Vyhlazení

I rektifikovaný signál se stále skládá z náhodně uspořádaných amplitud signálu. Principem vyhlazení je potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu tak, že se jejich odchylka vyhladí (Krobot, 2011).

2.2.4 Stanovení referenční hodnoty

Maximální volní kontrakce je jedna z nejrozšířenějších možností normalizace elektromyografického signálu. Změří se maximální volní izometrická kontrakce daného svalu, která se následně vztáhne k naměřeným hodnotám svalové aktivity v průběhu hodnoceného pohybu. Doporučená je délka kontrakce několik sekund, kterou je optimální několikrát zopakovat. Mezi pokusy je vhodné zařadit pauzy, aby se minimalizoval vznik svalové únavy.

Aktivační hodnota je nejvíce efektivní pro klinické účely, jeví se nám normalizace vztahením naměřené velikosti svalové aktivity v průběhu pohybu k tzv. aktivační hodnotě. Stanovení aktivační hodnoty se široce používá zejména pro hodnocení započetí svalové aktivity – jako tzv. timing. Procentuální porovnání aktivity svalů testovaných bilaterálně znamená, že svalovou aktivitu můžeme vyjádřit

i jako procentuální rozdíl mezi pravým a levým testovaným svalem během symetrických aktivit. Časová souslednost náboru svalů se určuje z normovaných hodnot, ale signál musí být zpracovaný (zretifikovaný a vyhlazený). Při hodnocení timingu je důležité ověřit, zda svalová aktivita měřeného svalu není kontaminována signály okolních svalů, tzv. „cross talk,,). Eliminovat artefakty je možné respektováním zásad při aplikaci elektrod (Krobot, 2011).

3 Empirická část

3.1 Cíle

Cílem empirické části diplomové práce je sledování změn elektrické aktivace vybraných svalových skupin u klientů se spinálním poraněním při soupažném pohybu na běžkařském trenažéru. Hlavním cílem je sledovat aktivaci svalů běžně oslabených a přetěžovaných při propulzi na mechanickém vozíku. Z vlastních zkušeností vím, že je nezbytné, aby klient s míšní lézí pracoval na zvyšování zdatnosti. K tomu je běžně využíváno jízdy na handbiku, veslařského trenažéru, tzv. arm crankingu, nebo např. běžkařského trenažéru. Běžkařský trenažér poskytuje možnost aktivace reziduálního svalstva a může být vhodným prostředkem ke zvyšování kondičních schopností a rovnováhy. Použitý elektromyograf byl použit ke sledování aktivace čtyř vybraných svalů. V návaznosti na zkušenost s klienty se spinálním poraněním jsem vybral dva svaly, které jsou v běžném denním životě na vozíku přetěžovány, a dva u kterých je zapotřebí zvyšovat jejich sílu a zapojení do motorického vzoru při ADL i sportu, jelikož mají tendenci k ochabování. Následná intervence má za cíl pomocí korekčních technik zvýšit aktivaci svalů oslabených, a naopak u svalů přetěžovaných zajistit snížení aktivace. Kontrolní jednominutové měření poskytne informace o aplikované intervenci.

3.2 Hypotézy

Hypotézy (H) byly stanoveny na základě vlastních poznatků o dané problematice a na základě odborných znalostí z fyziologie. Jejich cílem bude zjistit, zda korekční techniky aplikované sportovním terapeutem mají vliv na míru aktivace sledovaných svalů při prováděném pohybu.

H1: Aktivace musculus deltoideus pars anterior (MDPA) bude v kontrolním měření menší než v prvním.

H2: Aktivace musculus delotideus pars posterior (MDPP) bude v kontrolním měření vyšší než v prvním.

H3: Aktivace musculus triceps brachii caput laterale (MTBCL) bude v kontrolním měření vyšší než v prvním.

H4: Aktivace musculus trapezius pars descendus (MTPD) bude v kontrolním měření nižší.

3.3 Metodika

Výzkumu se zúčastnilo 9 klientů s různou míšní lézí. Vyšetřování byli seznámeni s podmínkami účasti, režimovými opatřeními a riziky, které mohou během měření nastat. Každý z testovaných podepsal informovaný souhlas. Ve výzkumu byl použit běžkašský trenažér, tj. ski ergometr od firmy Concept (www.concept2.cz) upevněný ve stojanu, metoda povrchové elektromyografie a Borgova škála (Příloha č.III).

Tabulka č.1: Základní charakteristiky vyšetřovaných

Pořadí	Klient	Pohlaví	Výška léze - K/NK	Doba od úrazu/rok	Věk
1	B.D.	M	Th10 K	10	60
2	D.D.	M	C7 K	13	31
3	I.H.	Ž	Th5 K	3	55
4	M.S.	M	L1 N	1	44
5	R.K.	Ž	Th12 K	7	45
6	T.K.	M	C7 N	11	43
7	V.H.	Ž	C7 K	5	38
8	V.B.	M	Th7 K	10	45
9	Z.P.	M	C8 K	6	43

(K=Kompletní léze, NK=Nekompletní léze, M=muž, Ž=žena)

3.4 Výběr klienta

1. Kvadruplegie (C3-C8), paraplegie (Th1 a níže)
2. Doba po úrazu alespoň 1 rok
3. Adekvátní rozsah pohybu v kloubech
4. Zkušenosti se zatěžováním

3.5 Kritéria pro vyřazení ze studie

Ogata (2009) definuje kritéria pro vyřazení ze studie takto:

1. Kardiovaskulární onemocnění, plicní onemocnění, jiné onemocnění v akutním stadiu
2. Užívání léků, které by mohly ovlivnit výsledky
3. Symptomy autonomní dysreflexie (poslední týdny před měřením)
4. Hluboká žilní trombóza
5. Kardiostimulátor
6. Nekontrolovatelná spasticita
7. Kontraktury, výrazné omezení rozsahu pohybu v kloubech
8. Kognitivní neschopnost

Podmínky účasti:

1. Klient splňuje kritéria pro zařazení do studie
2. Klient se cítí v den měření a bezprostředně před měřením dobře, bez známek akutního onemocnění či výrazné únavy.
3. Má minimální zkušenost s běžkařským trenažérem a nikdy neměl zkušenost s níže uvedenými korekčními technikami při soupažném pohybové činnosti na tomto trenažéru

3.6 Charakteristika zkoumaného souboru

Výběr klientů proběhl na základě dobrovolné účasti a ochotě spolupracovat na experimentu, zásadní byl dobrý zdravotní stav v době měření (bez známek akutní infekce nebo zvýšené únavy). Všichni testovaní byli chronickými pacienty s míšní lézí (alespoň 1 rok od úrazu), paraplegici a kvadruplegici. Skupina klientů je velmi heterogenní, s míšní lézí od C7 po Th12.



Obr č.11: Aplikace elektrod

3.7 Časový harmonogram

Výzkum jsem prováděl v roce 2012/2013 na UK FTVS v laboratoři Biomechaniky extrémních zátěží. Nashromáždění a nastudování odborné literatury vztahující se k tématu – podzim 2012. Řešení zpracování diplomové práce v časovém úseku říjen 2012 - březen 2013.

Promyšlení výzkumu - podzim 2012.

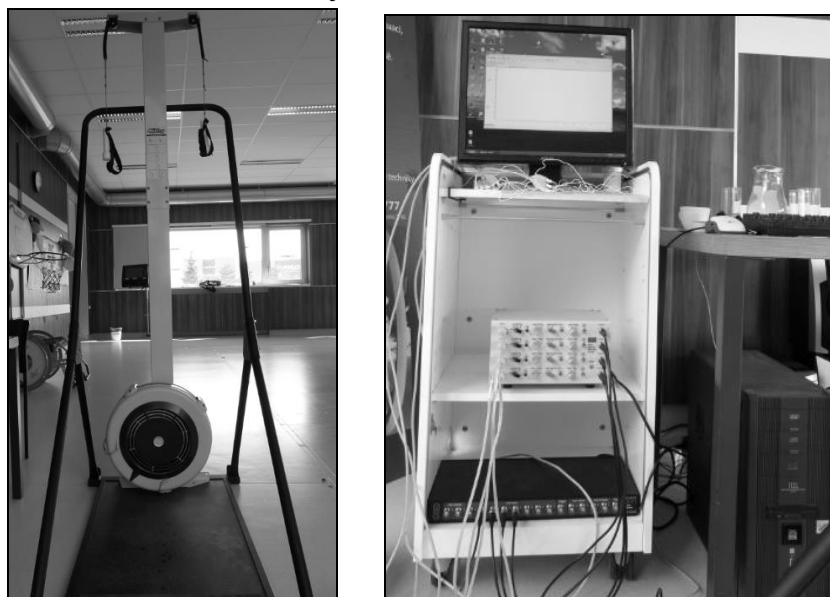
Výběr klientů - leden 2013.

Analýza získaných dat březen – duben 2013.

V souvislosti s každodenním kontaktem s lidmi s poraněním míchy a používáním běžkařského trenažéru v rámci sportovní terapie, jsem začal s řešením

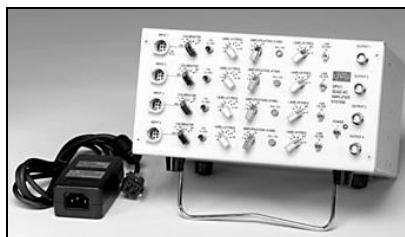
literatury této oblasti. Před hlavním měřením jsem podstoupil zaškolení k manipulaci s elektromyografem v laboratoři UK FTVS. Začátkem února jsem naplánoval testové měření. Vybral jsem jednoho testovaného, do laboratoře dopravil běžecký trenažér a získal prvotní data. Tímto jsem si mohl vyzkoušet aplikaci elektrod na tělo testovaného a absolvovat celý proces před hlavním měřením. V dalším týdnu jsem obdržel software k analýze získaných dat. Na poslední týden v březnu jsem naplánoval hlavní měření.

3.8 Použité testovací metody



Obr č.12: Běžecký trenažér Concept a technické zázemí pro měření PEMG

Quad AC Amplifier System model 511 je zesilovač, který se řadí mezi nejpoužívanější zařízení ve své kategorii. 4 kanály zaznamenávají mimobuněčné záznamy dat nervů a svalů. Kromě EMG signálů je schopen zaznamenat data EEG, ECG, ERG a další. Amplifikace 1700 – 50 000.



Obr č.13: Quad AC Amplifier System model 511 (www.grasstechnologies.com)

CED Power 1401 je vysoko-výkonnostní rozhraní od firmy CED. Užívá nejposlednější technologie k získání kvalitního záznamu. Nahrává množství odlišných dat najednou, k tomu využívá 1Ghz procesor Marwell a umožňuje ukládat až 2GB vysoko-rychlostního záznamu. Při nastavbě dalších modulů umožňuje uživateli užití až 48 kanálů.



Obr. č. 14: CED 1401(www.scienceproducts.com)

CED programové vybavení Spike2 verze 6

Se Spike2 a CED 1401 rozhraním můžeme zaznamenávat a analyzovat přesně časované pulsy a napětí. Zařízení je kompatibilní s MS Windows.

Artefakty PEMG jsou nechtěné informace, které jsou zahrnuty v signálu. EMG signál je velmi citlivý k těmto artefaktům. Důležitá je právě jejich detekce a znalost jak jim předcházet.

Zvuk

Nejčastějším rušičem signálu je okolní zvuk. Tento jev může být odstraněn pomocí tzv. „Notch filtru“

„DC offset“

Tento artefakt je způsoben rozdílem impedance mezi kůží a elektrodou, proto je důležitá příprava v podobě očištění kůže a umístění elektrod na sledované místo.

3.9 Protokol měření

Vyšetřovaný obdrží informace o správně provedeném cyklu podle instrukcí od výrobce Concept. Tento materiál je volně ke stažení na internetových stránkách výrobce. Nastavení úrovně zatěžování na ski ergometru umožňuje 0-10. Všem bude nastavena úroveň 5. Byla dodržena následující pravidla:

1. Seznámení s Borgovou škálou. Borgova škála umožňuje subjektivní vnímání intenzity zátěže od 6-20. Použití střední intenzity.
2. U klientů s kvadruplegií a s nedostatečnou stabilitou trupu a možností funkčního úchopu je možnost použití stabilizačního pásu - upevnění pod místem léze a použití tzv. „úchopových rukavic“.
3. Odstranění vrchní části oděvu, řetízku a šperků z krku.
4. Aplikace elektrod je provedena vždy stejnou osobou, v tomto případě sportovním terapeutem.
5. Probanda nastavíme do základní polohy na desku běžkařského trenažéru a pomůžeme mu zajistit uchopení rukou do poutek spojujících vodící lano k záběru prvního cyklu.
6. Měření je ukončeno po splnění intervenčních postupů a kontrolního měření sportovním terapeutem nebo na pokyn vyšetřovaného.

3.9.1 Aplikace elektrod

Pro registraci EMG byly použity povrchové samolepící diagnostické EMG elektrody.

Očištění kůže

Oblast kůže, která byla určena pro nalepení elektrod, nebylo ve většině případů nutné zbavit chlupů. U některých klientů bylo k oholení chlupů použito jemného smirkového papíru. K „odmaštění“ kůže jsem použil alkoholu. Cílem očištění kůže je zpravidla vylepšení elektrodových impedancí.

Výběr místa

Výběr místa k aplikaci elektrod byl zvolen pod dohledem fyzioterapeuta a na základě nastudované literatury. Aplikace byla provedena vždy stejnou osobou, tj. řešitelem diplomové práce. Místem k nalepení aktivních elektrod bylo svalové bříško, pro elektrody referenční pak místa kůže, kde jsem palpací lokalizoval hrany kostí.

Umístění elektrod

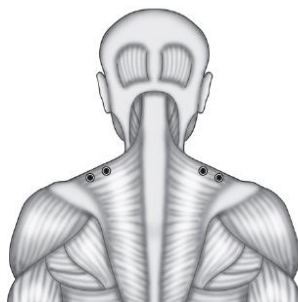
Cílem bylo umístit elektrody souměrně v průběhu (longitudinálně) svalového bříška příslušného svalu. Takovým způsobem, aby při pohybu elektrody nezasahovaly k místům svalové inervace a šlachových spojení. Dvě elektrody snímaly svalovou aktivaci, třetí elektroda byla zemní.

Lepení elektrod

Elektrody se pokládají na kůži a tím nehrozí riziko infekce. Lepící část elektrod umožňovala udržet kvalitu snímání ve statické poloze. Při testovém měření jsem však narazil na ztráty signálu a odpadání elektrod. Ke kvalitnímu upevnění jsem použil lepící pásku a každou z elektrod připevnil ke kůži. Podle nastudované literatury byla vzdálenost mezi nalepenými elektrodami 2-5 cm. V našem případě přibližně 3cm od sebe.

3.9.2 Musculus trapezius pars descendus

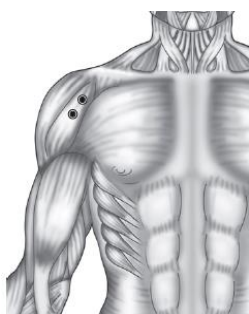
V případě musculus trapezius pars descendus byly elektrody umístěny na horní část trapézového svalu, podélně na svalové bříško a ve vzdálenosti 3cm od sebe. Pro třetí, zemní elektrodu, byl vybrán acromion.



Obr č.15: Aplikace elektrod na horní část trapézového svalu (Criswell, SEMG, 2013)

3.9.3 **Musculus deltoideus pars anterior**

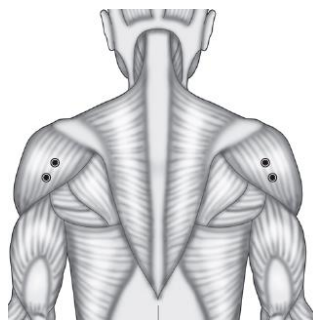
Aplikace snímacích elektrod na přední část deltového svalu byla provedena na přibližně prostředek svalu. Elektrody dosahovaly vzdálenosti 2-3 cm od sebe a zemní elektroda na laterální konec claviculy.



Obr č.16: Aplikace elektrod na přední část deltového svalu (Criswell, SEMG,2013)

3.9.4 **Musculus deltoideus pars posterior**

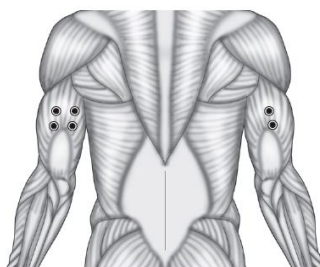
Na zadní část deltového svalu byly elektrody snímání elektrické aktivity svalu připevněny přibližně na prostředek svalového bříška zadní části deltového svalu. Zemní elektroda našla svoji polohu na tuberculum minus.



Obr. č. 17: Umístění elektrod na zadní část deltového svalu (Criswell, SEMG, 2013)

3.9.5 Musculus triceps brachii caput laterale

Snímací elektrody na svalu triceps brachii caput laterale byly opět umístěny souměrně, v polovině délky svalu. Vzdálenost obou elektrod byla 2-3cm. Hrany kostí v oblasti loketního spojení se staly místem pro zemní elektrodu.



Obr č. 18: Umístění elektrod na triceps brachii (Criswell, SEMG, 2013)

3.9.6 Korekční intervence

Na základě odborné literatury a vlastních zkušeností s korekčními technikami byl použit následující postup:

Tab. č. 2: Korekční intervence

1. Aktivace posturálních svalů trupu pomocí manuální korekce postury sedu, tj. atitudy.
2. Vzpřímené držení těla a hlavy. Napřímení hlavy provede vyšetřovaný „vytažením“ hlavy směrem vertikálním.
3. Deprese ramen. „Stlačení“ ramen směrem kaudálním má za cíl uvolnění napětí musculus trapezius.
4. Retrakce ramen. Ve většině případů má cílová skupina ramena v protrakci. Cílem této korekční techniky je centrované postavení ramen.
5. Propojení korekcí ve statické poloze a v pohybu.

Dbáme na vzpřímené a symetrické postavení celé páteře.

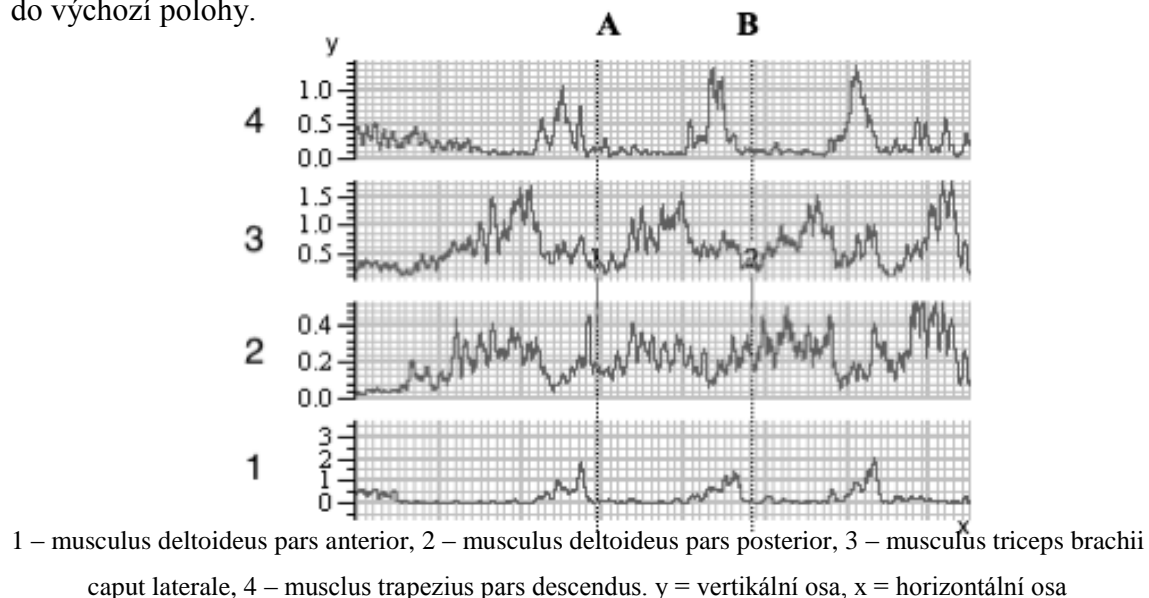
4 Výsledky

Výzkumu se zúčastnilo 9 klientů. Všichni klienti dokončili sledování elektrické aktivace. V průběhu sledování byl test u dvou klientů přerušen - v důsledku zvýšeného svalového tonu a k upevnění snímacích elektrod na těle probanda. Test byl zastaven a po odpočinku zopakován.

Pro sledování aktivace vybraných svalů v rámci jednoho cyklu bylo použito vždy každého 10. cyklu od začátku sledování. Jeden cyklus probíhá přibližně 1,5 až 2,5 sekundy. Desátý cyklus začíná přibližně po 15-ti až 20-ti sekundách soupažné pohybové činnosti. Tento časový úsek sloužil k uvědomění si techniky soupažného pohybu a technik korekčních. V následujícím příkladu představuji metodiku zpracování dat. Z programu Spike jsem získal grafický záznam elektrické aktivace svalů a konkrétní číselné hodnoty. Ty byly následně vyhodnoceny v programu Microsoft Excel.

Definice 1 cyklu soupažné pohybové činnosti na běžkařském trenažéru

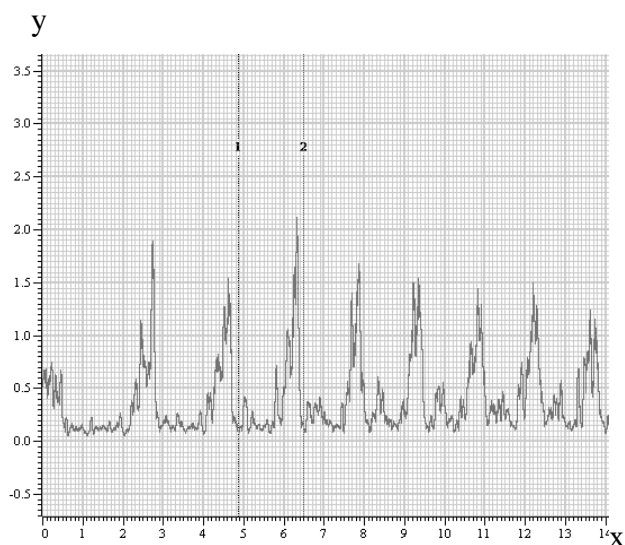
Jako výchozí polohu paží jednoho cyklu jsem stanovil předpažení povýš. Jeden cyklus soupažného pohybu jsem definoval jako fázi z předpažení povýš po návrat paží do výchozí polohy.



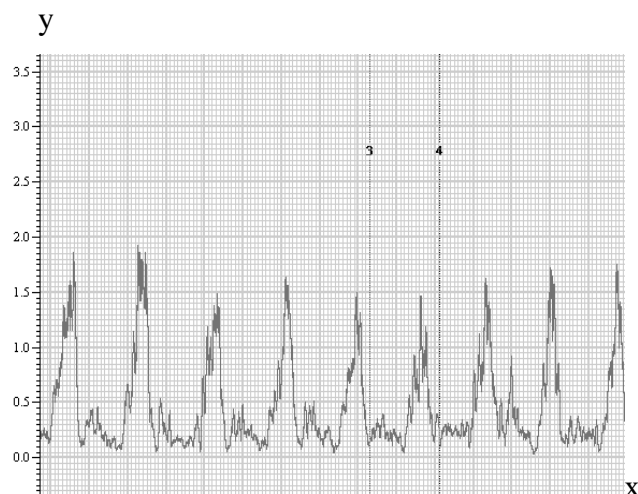
Obr. č. 19: Záznam sledování jednoho cyklu soupažného pohybu (proband B.D.)

Jako výchozí poloha jednoho cyklu byla definována poloha paží v předpažení povýš. První, záběrová fáze, v tomto případě aktivuje MDPP, který společně s MTBCL tvoří hlavní svaly zapojené do první fáze záběrového cyklu. V druhé polovině cyklu, tj. době, kdy se paže vrací ze zapažení do výchozí polohy, dochází k aktivaci svalů MDPA a MTPD.

4.1 Příklad vyhodnocení záznamu sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior u jednoho klienta

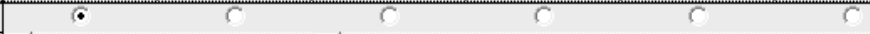



Obr. č. 20: Záznam sledování a vyhodnocení aktivace musculus deltoideus pars anterior v jednom cyklu v měření I. u probanda B.D.



Obr. č. 21: Záznam sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior v jednom cyklu v měření II. u probanda B.D.

Tab. č.3: Získání dat z programu Spike

Cursor regions for [redacted]						
Cursors	1 - 2	2 - 3	3 - 4	4 - 5	5 - 6	6 - 7
Time (s)	0.6433	402.51007	0.69925			
1/Time (Hz)	1.5544847	0.0024844099	1.4301037			
v1 Virtual	0.80961502	0.42119064	0.74863087			
<input type="checkbox"/> Zero Region						
RMS amp.						

Tab. č. 4: Vyhodnocení výsledku pro musculus deltoideus pars anterior v programu Excel

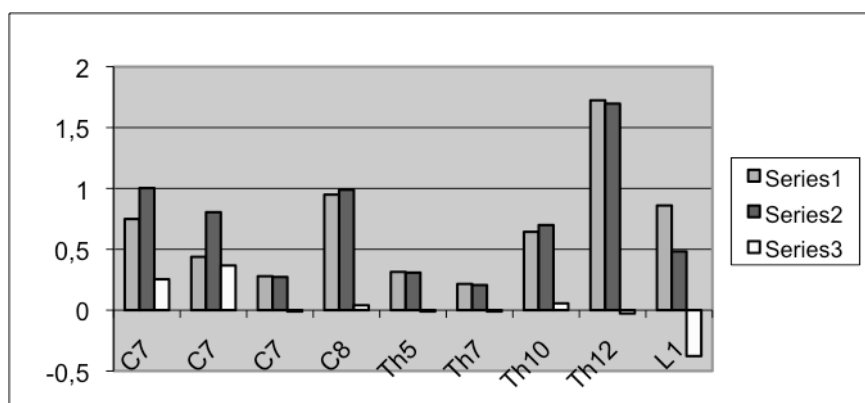
Aktivace svalu			
	I.	II.	III.
	0,6433	0,6993	0,056

Při sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior v pátém cyklu u klienta B. D. jsem při měření I. získal hodnotu 1,5544847. Po intervenci, tj.měření II. se tato hodnota snížila na 1,4301037. Z hlediska vyhodnocení sledování aktivace pátého cyklu u tohoto probanda došlo k mírnému snížení aktivace MDPA v II.měření. Rozdíl hodnot I. a II. = 0,124381. V tomto případě bylo dosaženo cíle a to snížení aktivace MDPA.

4.2 Výsledky sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior u všech klientů

Tab. č. 5: Sledování aktivace pátého cyklu v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars anterior

Klient- Výška léze	I.	II.	Výsledek	Identifikace
1 - C7	0,749051	1,0030447	0,2539937	V.H.
2 - C7	0,43809021	0,80509653	0,36700632	T.K.
3 - C7	0,27881022	0,27266245	-0,00614777	D.D.
4 - C8	0,94898763	0,98917669	0,04018906	Z.P.
5 - Th5	0,31428178	0,30852491	-0,00575687	I.H.
6 - Th7	0,2155733	0,20656593	-0,00900737	V.B.
7 - Th10	0,6433	0,6993	0,056	B.D.
8 - Th12	1,7239461	1,6966496	-0,0272965	R.K.
9 - L1	0,85981845	0,48269252	-0,37712593	M.S.



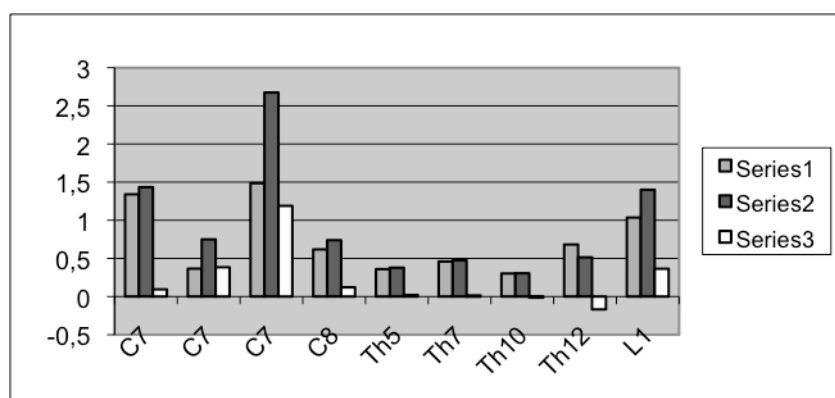
Series 1 = I. měření, Series 2 = II. měření, Series 3 = Vyhodnocení, 0 – 2 aktivace svalu

Graf. č. 1: Přehled sledování aktivace pátého cyklu v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars anterior

4.3 Sledování aktivace musculus deltoideus pars posterior u všech klientů

Tab. č.6: Sledování aktivace páteho cyklu v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars posterior

Klient Výška léze	I.	II.	Výsledek	Identifikace
1 - C7	1,3401741	1,4344567	0,0942826	V.H.
2 - C7	0,36584024	0,74972432	0,38388408	T.K.
3 - C7	1,4855368	2,6743661	1,1888293	D.D.
4 - C8	0,61819459	0,73941919	0,1212246	Z.P.
5 - Th5	0,35956174	0,3788948	0,01933306	I.H.
6 - Th7	0,45980639	0,47496895	0,01516256	V.B.
7 - Th10	0,302043	0,30461368	0,00257068	B.D.
8 - Th12	0,68247215	0,51441631	-0,16805584	R.K.
9 - L1	1,0356733	1,4000211	0,3643478	M.S.



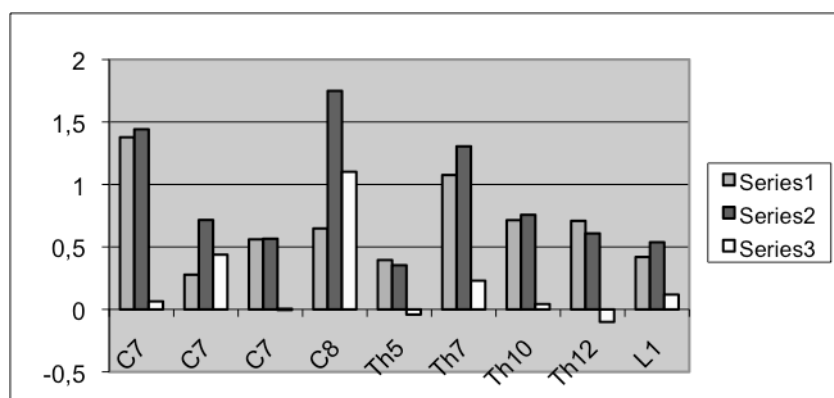
Vysvětlivky: Series 1 = I. měření, Series 2 = II. měření, Series 3 = III. Vyhodnocení, C7 – L1 = diagnóza, 0 – 3 aktivace svalu.

Graf. č.2: Přehled sledování aktivace páteho cyklu v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars posterior

4.4 Sledování aktivace musculus triceps brachii caput laterale u všech klientů

Tab. č. 7: Sledování aktivace páteřního cyklu v I. a II. měření pro musculus triceps brachii caput laterale

Klient- Výška léze	I.	II.	Výsledek	Identifikace
1 - C7	1,3777353	1,441727	0,0639917	V.H.
2 - C7	0,27781439	0,71580125	0,43798686	T.K.
3 - C7	0,56055335	0,56564628	0,00509293	D.D.
4 - C8	0,64795245	1,7492626	1,10131015	Z.P.
5 - Th5	0,39496004	0,35365408	-0,04130596	I.H.
6 - Th7	1,0755647	1,3051799	0,2296152	V.B.
7 - Th10	0,71434497	0,7568593	0,04251433	B.D.
8 - Th12	0,7085849	0,60839445	-0,10019045	R.K.
9 - L1	0,41920394	0,5376065	0,11840256	M.S.



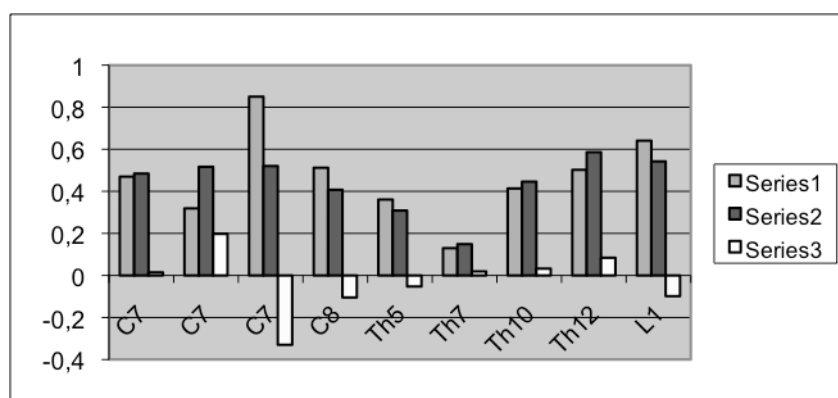
Vysvětlivky: Series 1 = I. měření, Series 2 = II. měření, Series 3 = III. Vyhodnocení, C7 – L1 = diagnóza, 0 – 2 aktivace svalu.

Graf č.3: Přehled sledování aktivace páteřního cyklu v I. a II. měření pro musculus triceps brachii caput laterale

4.5 Sledování aktivace musculus trapezius pars descendus u všech klientů

Tab. č. 8: Sledování aktivace páteřního cyklu I. a II. měření pro musculus trapezius pars descendus

Výška léze	I.	II.	Výsledek	Identifikace
C7	0,46979524	0,48443444	0,0146392	V.H.
C7	0,31891443	0,51639742	0,19748299	T.K.
C7	0,85002316	0,52030841	-0,32971475	D.D.
C8	0,51212455	0,40740021	-0,10472434	Z.P.
Th5	0,36090347	0,30834751	-0,05255596	I.H.
Th7	0,12975743	0,1489064	0,01914897	V.B.
Th10	0,41357019	0,44602664	0,03245645	B.D.
Th12	0,50215392	0,58623403	0,08408011	R.K.
L1	0,64078139	0,54233369	-0,0984477	M.S.



Series 1 = I. měření, Series 2 = II. měření, Series 3 = III. Vyhodnocení, C7 – L1 = diagnóza, -0,4 – 1 = aktivace svalu.

Graf č.4: Přehled sledování aktivace páteřního cyklu I. a II. měření pro musculus trapezius pars descendus

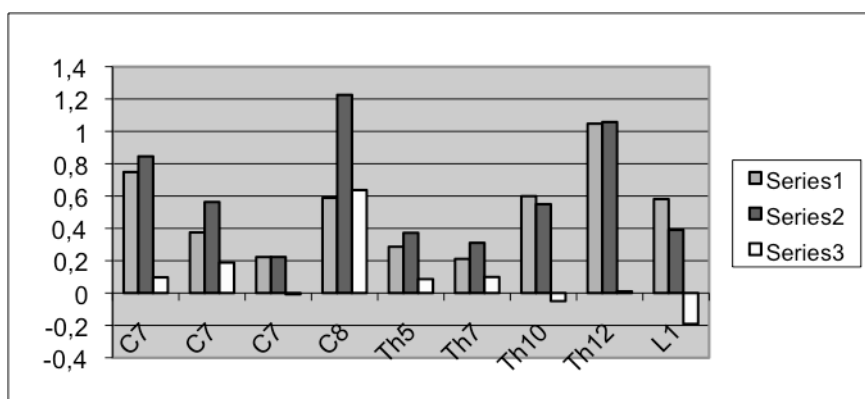
4.6 Sledování aktivace svalů u jednotlivých klientů před a po intervenci – výběr deseti cyklů

Cílem sledování deseti cyklů bylo získat objektivní přehled o svalové aktivaci vybraných svalů. Pro sledování aktivace vybraných svalů v rámci deseti cyklů bylo použito vždy každého 5. až 15. cyklu od zahájení sledování. Pátý cyklus začíná přibližně po osmi až deseti sekundách soupažné pohybové činnosti. Tento časový úsek sloužil k uvědomění si techniky soupažného pohybu a korekčních technik. V následujícím příkladu představuji metodiku zpracování dat. Z programu Spike jsem získal sledovaný záznam svalové aktivace. Následně jsem hodnoty vyhodnotil v programu Excel.

4.6.1 Sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior u všech klientů

Tab. č. 9: Sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars anterior

Výška léze	I.	II.	Výsledek	Identifikace
C7	0,74832161	0,8453342	0,09701259	V.H.
C7	0,37504219	0,56312677	0,18808458	T.K.
C7	0,22277558	0,22306871	0,00029313	D.D.
C8	0,58896573	1,2257052	0,63673947	Z.P.
Th5	0,28626146	0,3723918	0,08613034	I.H.
Th7	0,21130075	0,31049734	0,09919659	V.B.
Th10	0,59929073	0,5496149	-0,04967583	B.D.
Th12	1,0474705	1,057687	0,0102165	R.K.
L1	0,58130608	0,39068666	-0,19061942	M.S.



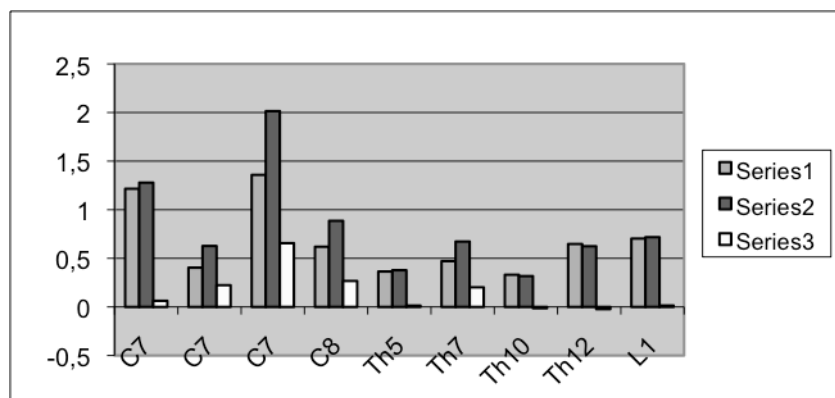
Series 1 = I. měření, Series 2 = II. měření, Series 3 = III. Vyhodnocení, C7 – L1 = diagnóza, -0,4 – 1,4 = aktivace svalu.

Graf č.5: Přejem sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars anterior

Z grafu č.5 je zřejmé zvýšení aktivace svalu v II. měření u 5 z 9 sledovaných. Cílem korekčních technik bylo tuto aktivaci snížit. Pouze u posledního probanda (L1) se tento cíl podařilo naplnit. 4.6.2 Sledování aktivace musculus deltoideus pars posterior u všech klientů

Tab. č. 10: Sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars posterior

Výška léze	I.	II.	Výsledek	Identifikace
C7	1,2158787	1,2787404	0,0628617	V.H.
C7	0,40352838	0,62700105	0,22347267	T.K.
C7	1,3585943	2,0143754	0,6557811	D.D.
C8	0,61912283	0,88616513	0,2670423	Z.P.
Th5	0,36401626	0,37772001	0,01370375	I.H.
Th7	0,47139005	0,67286805	0,201478	V.B.
Th10	0,33103558	0,31725016	-0,01378542	B.D.
Th12	0,64743815	0,62427466	-0,02316349	R.K.
L1	0,70333744	0,71772049	0,01438305	M.S.



Series 1 = I. měření, Series 2 = II. měření, Series 3 = III. Vyhodnocení, C7 – L1 = diagnóza, -0,5 – 2,5 = aktivace svalu.

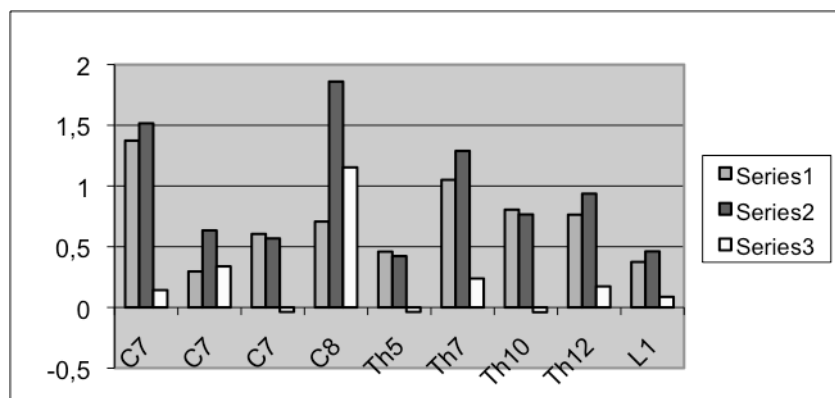
Graf č. 6: Přehled sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars posterior

Cílem korekčních technik u m.deltoideus pars posterior bylo zvýšit zapojení svalu v průběhu pohybové činnosti. První čtyři klienti (všichni s míšní lézí v cervikální oblasti) zaznamenali zvýšení zapojení svalu. Kromě jednoho probanda (T7) všichni ostatní nevypovídají o změněné aktivaci m.deltoideus pars posterior. Na druhou stranu u žádného z klientů neregistrujeme snížení této aktivace.

4.6.3 Sledování aktivace musculus triceps brachii caput laterale u všech klientů

Tab. č. 11: Sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus triceps brachii caput laterale

Výška léze	I.	II.	Výsledek	Identifikace
C7	1,3737218	1,5162724	0,1425506	V.H.
C7	0,29612511	0,63418307	0,33805796	T.K.
C7	0,60507343	0,56818603	-0,0368874	D.D.
C8	0,70677972	1,8600603	1,15328058	Z.P.
Th5	0,45929209	0,42241383	-0,03687826	I.H.
Th7	1,0507848	1,2888019	0,2380171	V.B.
Th10	0,80510806	0,76591884	-0,03918922	B.D.
Th12	0,76357825	0,9367472	0,17316895	R.K.
L1	0,37464274	0,46142309	0,08678035	M.S.



Series 1 = I. měření, Series 2 = II. měření, Series 3 = III. Vyhodnocení, C7 – L1 = diagnóza, -0,5 – 2 = aktivace svalu

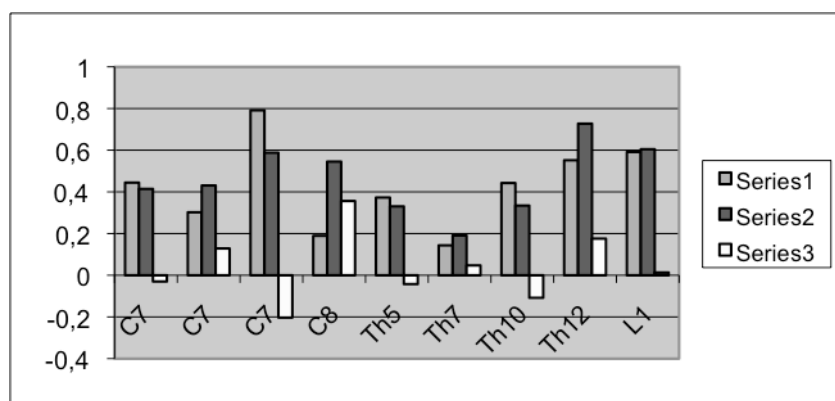
Graf č.7: Přehled sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus triceps brachii caput laterale

Cílem korekčním technik bylo zvýšit aktivaci MTBCL v II. měření. U 6 z 9 klientů se tento cíl podařilo naplnit. 3 ze 4 klientů s lézí v krční oblasti zvýšilo v II. měření aktivaci sledovaného svalu. U ostatních klientů registrujeme zvýšení aktivace pouze u 3 z 5. Ostatní představují mírné snížení aktivace MTBCL.

4.6.4 Sledování aktivace musculus trapezius pars descendus u všech klientů

Tab. č. 12: Sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus trapezius pars descendus

Výška léze	I.	II.	Výsledek	Identifikace
C7	0,44442804	0,41435513	-0,03007291	V.H.
C7	0,30219941	0,43065662	0,12845721	T.K.
C7	0,79113323	0,58787243	-0,2032608	D.D.
C8	0,18916601	0,54536128	0,35619527	Z.P.
Th5	0,37284263	0,33047238	-0,04237025	I.H.
Th7	0,14339973	0,1905547	0,04715497	V.B.
Th10	0,44246462	0,33430176	-0,10816286	B.D.
Th12	0,55170006	0,72730862	0,17560856	R.K.
L1	0,59165679	0,60477007	0,01311328	M.S.



Graf č.8: Přehled sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus trapezius pars descendus

Cílem korekčních technik bylo snížení aktivace MTPD v II.měření. 2 z klientů s míšní lézí v oblasti C7 a 2 s lézí Th5 a Th10 zaznamenali snížení aktivace tohoto svalu. U posledního L1 se aktivace výrazně nezměnila.

5 Diskuze

Tato empiricko-teoretická studie sleduje elektrickou aktivaci vybraných svalových skupin u klientů se spinálním poraněním. Sledování aktivace je zaznamenáno metodou povrchové elektromyografie při soupažné pohybové činnosti horních končetin s využitím běžkařského trenažéru.

Výběr parametrů

Porovnávanými parametry byly čtyři svalové skupiny, musculus deltoideus pars anterior, musculus deltoideus pars posterior, musculus triceps brachii caput laterale, musculus trapezius pars descendus. Kritérium výběru těchto svalů bylo takové, aby navazovalo na aktuální problematiku přetěžovaných a ochabovaných svalů u cílové skupiny.

Svalová aktivace mohla být kvalitně zachycena povrchovou elektromyografií pouze u svalů, které se nacházejí v povrchové vrstvě, aby nedocházelo k tzv. cross talku. Některé z výše zmíněných svalů byly již sledovány ve studiích Holmberga a Forbese (2005; 2010).

Výběr cílové skupiny

Cílová skupina studie jsou klienti s míšní lézí (C7-L1). Tawashy (2010) zmiňuje potřebu kardiovaskulárního cvičení pro lidi s míšním poraněním. Holmberg (2004, 2005, 2008) se dlouhodobě zabývá soupažným pohybem u vrcholových sportovců. Bjerkefors (2012) propojuje obě dvě skupiny a ve své studii představuje možnost vlastně sestaveného běžkařského trenažéru pro lidi s míšní lézí.

Vlastním důvodem k výběru klientů s rozdílnou úrovní míšní léze bylo získat širokého spektra lidí a tím i představu o rozdílných svalových aktivacích. V předložené empirické části je spektrum klientů s míšní lézí C7 až po L1, vždy se jedná o kompletní míšní léze. Z praxe vím, že všichni by měli být schopni soupažného pohybu s využitím běžkařského trenažéru.

Protokol

Z hlediska časových možností probandů, byla intervence korekčních technik včleněna do jedné cvičební jednotky. Pre-test, tj. sledování svalové aktivace během jedné minuty, umožnil získat prvotní data. Jednominutový post-test měl za cíl sledování případných změn ve svalové aktivaci po aplikaci korekčních technik.

Stanovením hypotézy H1 je řečeno, že aktivace musculus deltoideus pars anterior bude v kontrolním měření menší než v prvním. Podle tabulky č.4 a grafu č.1 se tato hypotéza potvrdila u 5 probandů. 4 z 5 patří mezi probandy s míšní lézí v hrudní oblasti, což může znamenat, že u těchto probandů došlo pomocí korekčních technik ke snížení aktivace MDPA. Z uvedeného sledování aktivace je zřejmé zvýšení aktivace MDPA u prvních dvou probandů (C7, C7). Ostatní probandi mají podobnou svalovou aktivaci v prvním i druhém sledování. Poslední proband (9=L1) představuje znatelné snížení aktivace MDPA v druhém měření. Podle tabulky č.7 a grafu č.5 pouze 2 klienti zaznamenali snížení aktivace daného svalu. Podle zjištěných hodnot můžeme říci, že korekční techniky neovlivnily snížení aktivace MDPA do takové míry, jak bylo předpokládáno, tj. i u klientů s krční lézí). Hypotézu 1 se podařilo naplnit v obou sledováních pouze u probanda č. 9 s míšní lézí L1.

Stanovením hypotézy H2 je řečeno, že aktivace musculus deltoideus pars posterior bude v kontrolním měření vyšší než v prvním. Podle tabulky č.5 a grafu č.2 se podařilo korekčními technikami zvýšit aktivaci MDPP u 5 z 9. Pouze jediný klient (č.8) zaznamenal snížení aktivace sledovaného svalu. Ze všech sledovaných klientů s hrudní lézí zaznamenali nejnižší hodnoty aktivace MDPP. U klientů s lézí C7 a L1 se podařilo splnit cíl a výrazně zvýšit aktivaci MDPP. Při kontrolním sledování deseti cyklů se podařilo zvýšit aktivaci MDPP u 5 z 9 probandů. Ve sledování jednoho i deseti cyklů se zvýšila svalová aktivace u klientů s míšní lézí v cervikální oblasti (C7, C7, C8).

Stanovením hypotézy H3 je řečeno, že aktivace musculus triceps brachii caput laterale bude v kontrolním měření vyšší než v prvním. Tuto hypotézu se podařilo potvrdit u 6 z 9 klientů. Jeden klient tuto hypotézu potvrdil jen částečně a u dvou byl

registrován záznam mírně snížené aktivity MTBCL. V kontrolním sledování deseti cyklů se tato hypotéza ověřila. 6 z 9 probandů představuje zvýšení aktivity MTBCL. Zajímavé jsou opět výsledné hodnoty měření u probandů s míšní lézí v krční oblasti, u 3 ze 4 sledujeme zvýšení svalové aktivity daného svalu.

Stanovením hypotézy H4 je řečeno, že aktivity musculus trapezius pars descendus bude v kontrolním měření nižší. Tuto hypotézu se podařilo potvrdit pouze u 4 klientů při sledování jednoho cyklu a u 4 probandů při sledování deseti cyklů. V I. sledování se jedná o probandy s míšní lézí C7, C8, Th5 a L1. Toto sledování se potvrdilo v II. měření u dvou probandů (C7, Th5), L1 zaznamenal mírné zvýšení aktivity oproti sledování jednoho cyklu a u C8 bylo podle sledování deseti cyklů zaznamenáno výrazné zvýšení aktivity u daného svalu.

Zhodnocení

Tab. č. 13: Potvrzení hypotéz

Výška léze	MDPA	MDPP	MTBCL	MTPD
C7	N	A	A	A
C7	N	A	A	N
C7	-	A	N	A
C8	N	A	A	N
Th5	N	-	N	A
Th7	N	A	A	N
Th10	A	-	N	A
Th12	-	-	A	N
L1	A	-	A	-

Vysvětlivky: N = Ne, hypotéza se nepotvrdila. A = Ano, hypotéza se potvrdila. - = Nedošlo k výrazným změnám

Ze sledování svalové aktivity je zřejmé, že H1 nebyla u většiny klientů potvrzena. Na druhou stranu u klienta s lézí v oblasti C7 a L1 se H1 potvrdila. U H1 bylo očekáváno snížení aktivity MDPA u většího počtu klientů. MDPA je převážně aktivován při odpočinkové fázi soupažného pohybu, tj. návratu paží do výchozí polohy. Tento výsledek může být informací pro většinu klientů k uvědomění si fáze odpočinku a snížení aktivity MDPA.

H2 se potvrdila u 5 z 9 klientů, 4 nezaznamenali výrazné změny v aktivaci daného svalu. H2 se potvrdila jen převážně u klientů s míšní lézí v cervikální oblasti, u nichž je aktivace těchto svalů důležitá. Z pohledu vlastních zkušeností a cílů korekčních technik považuji získané informace za velmi přínosné pro praxi s klienty s míšní lézí v cervikální oblasti.

H3 se potvrdila u 6 z 9 sledovaných. Zvýšení aktivace svalu MTBCL bylo očekáváno u většiny sledovaných. U ostatních se aktivace nijak výrazně nezměnila a tak se potvrdila zmíněná H3.

Poslední H4 se potvrdila u 4 ze sledovaných, u 1 klienta nebyly zaznamenány výrazné změny mezi I. a II. měřením a u 4 se H4 nepotvrdila. Mým očekáváním bylo snížit aktivaci MTPD alespoň u všech probandů s thorakální míšní lézí a probandem s lézí v oblasti L1 a mírně snížit tuto aktivace u všech dalších klientů.

Závěr

Diplomová práce je rozdělena na teoretickou a empirickou část. Cílem teoretické části bylo zpracovat anatomicko-biomechanický přehled se zaměřením na cílovou skupinu klientů. Za důležité jsem považoval získat aktuální informace o výzkumu soupažné pohybové činnosti s využitím běžkařského trenažéru. Dle mého vědomí neexistuje podobná studie sledování svalové aktivace při soupažném pohybu na běžkařském trenažéru, tudíž získané hodnoty nelze porovnávat v rámci dalších studií. Podobný výzkum provedl při své magisterské práci Forbes (2010), ale na místo sledování svalové aktivaci pomocí povrchové elektromyografie se zaměřil na sledování změn VO₂max. Teoretická část pomohla k výběru sledovaných svalů a k vzniku intervence korekčních technik. Podle dalších studií byl sestaven protokol měření (Holmberg 2008, Forbes, 2010).

Cílem empirické části bylo sledování elektrické aktivace vybraných svalů u širokého spektra klientů s míšní lézí. Zapojení svalů bylo sledováno při soupažné pohybové činnosti s využitím běžkařského trenažéru. Sledování aktivace jsem zaznamenával pomocí povrchové elektromyografie, a to ve dvou měřeních. Každé měření trvalo jednu minutu a mezi nimi byla sportovním terapeutem provedena 10-ti minutová intervence korekčních technik s cílem změnit aktivaci vybraných svalů v druhém měření.

Ani u jednoho z klientů se nepodařilo potvrdit všechny hypotézy. U jednoho klienta (C7) se podařilo ověřit tři ze čtyř hypotéz a alespoň z části naplnit očekávání korekčních technik. U všech ostatních se téměř vždy potvrdily dvě hypotézy. Vlivem korekčních technik se u většiny sledovaných nepodařilo cíleně ovlivnit aktivaci musculus deltoideus pars anterior. Za pozitivní vliv korekčních technik považuji změny aktivace musculus deltoideus pars posterior. V tomto sledování se podařilo pozitivně změnit aktivaci vybraného svalu u 5 z 9 probandů a v dalších 4 případech nedošlo k negativním změnám při sledování aktivace.

Z hlediska jednotlivců bylo zjištěno nejvíce pozitivních změn v aktivaci vybraných svalů u dvou klientů s míšní lézí v oblasti C7, u jednoho klienta s míšní lézí Th10 a L1. Tímto se alespoň u těchto klientů částečně podařilo splnit cíle korekčních technik a představit jejich přínos v praxi.

Široké spektrum klientů bylo vybráno z důvodu celistvého pohledu na aktivaci vybraných svalů při soupažné pohybové činnosti s využitím běžkařského trenažeru. Představená diplomová práce a její hodnota je pro vlastní činnost na pozici sportovního terapeuta pro klienty s míšním poraněním obohacující a bude sloužit jako vstupní informace pro další výzkum v této oblasti.

Seznam použitých zdrojů

Monografie

1. AMBLER, Zdeněk. *Neurologie pro studenty všeobecného lékařství*. 3. vyd. Praha: Karolinum, 1999, 283 s. ISBN 80-718-4885-9.
2. BLUMER C. E., QUINE, S. *Prevalence of Spinal cord Injury: An international comparison. Neuroepidemiology*. Sydney: Department of Public Health, University of Sydney, 1995. ISBN 14-258-268.
3. BURSOVÁ, Marta. *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací, posilovací*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 195 s. Fitness, síla, kondice. ISBN 80-247-0948-1.
4. CRISWELL, Eleanor. *Cram's introduction to surface electromyography*. Sonoma: Novato Institute for Somatic Research and Training, 2011, 412 s.. ISBN-13: 9780763732745
5. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1: uvolňovací, protahovací, posilovací*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. Fitness, síla, kondice. ISBN 80-716-9970-5.
6. DOKLÁDAL, Milan. *Anatomie člověka I*. Brno: Masarykova Univerzita, Fakulta Lékařská, 1991, 257 s.
7. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
8. GROSS, Jeffrey M, FETTO, Joseph, SUPNICK, Elaine, Rosen. *Vyšetření pohybového aparátu*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN 80-725-4720-8.
9. HOLMBERG, Joachym, LUND, A. M. *A musculoskeletal full-body simulation of crosscountry skiing*. Östersund: Mid Sweden University, 2008.
10. CHESTER H. *Spinal cord injury medicine. 1. Epidemiology and Classification.*, Cleveland: Case Western Reserve University, 2007.
11. JANDA, Vladimír, Joseph FETTO a Elaine Rosen SUPNICK. *Funkční svalový test*. Vyd. 1. Překlad Martina Zemanová, Jan Vacek. Praha: Grada, 1996, 325 s. ISBN 80-716-9208-5..
12. KAPANDJI, Adalbert Ibrahim. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 2. English ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1982, 283 p. ISBN 04430250451.

13. KOHLÍKOVÁ, Eva, Joseph FETTO a Elaine Rosen SUPNICK. *Fyziologie člověka: učební texty pro trenérskou školu FTVS UK v Praze*. Vyd. 1. Překlad Martina Zemanová, Jan Vacek. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2004, 161 s. ISBN 80-863-1731-5.
14. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
15. KROBOT, Alois, KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-802-4427-621.
16. LIN, Vernon W. *Spinal cord medicine: principles and practice*. 2. English ed. New York: Demos, c2003, xxiv, 1043 p. ISBN 04430250451.
17. OTÁHAL, Jakub. *Využití elektromyografie v biomechanice*. Praha, 2011. Habilitační práce. Univerzita Karlova v Praze.
18. PETR, Miroslav, ŠŤASTNÝ, Petr. *Funkční silový trénink*. Vyd. 1. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2012, 212 s. ISBN 978-80-86317-93-9.
19. PETROVICKÝ, Pavel, ŠŤASTNÝ Petr. *Klinická neuroanatomie CNS s aplikovanou neurologií a neurochirurgií*. 1. vyd. Praha: Triton, 2008, 628 s. ISBN 978-807-3870-393.
20. PFEIFFER, Jan. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 350 s. ISBN 978-802-4711-355. SEIDL, Z. *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Grada Publishing, 2008. 168 s. ISBN 978-80-247-2733-2.
21. SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro studium i praxi: pro studium a praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2004, 363 s. ISBN 80-247-0623-7.
22. TYRLÍKOVÁ, Ivan. *Neurologie pro nelékařské obory: pro studium a praxi*. Vyd. 2., rozš. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2012, 305 s. ISBN 978-807-0135-402.
23. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.
24. WENDSCHE, Peter. *Péče v akutní fázi po poškození míchy*. Praha: Svaz paraplegiků, 2005.

Internetové zdroje

25. *ASIA classification* [online]. [cit. 2013-1-17]. Dostupné z: <http://www.spinal-research.org/wp-content/uploads/2011/10/International-Standards-for-Classification.pdf>.
26. BERNACÍKOVÁ, Martina. *Základy sportovní kyneziologie*. Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, Brno. [online]. [cit. 2013-2-13]. Dostupné z: http://is.muni.cz/do/1451/elearning/kineziologie/elportal/pages/druhy_svalove_kont_rakce.html.
27. BJERKEFORS, Anna. *Seated double-poling ergometer performance of individuals with spinal cord injury – a new ergometer concept for standardized upper body exercise*. Stockholm [online] 2012. [cit. 2012-10-10]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22972247>.
28. DOLEŽAL Jan. *Traumatická léze míšní* [online]. [cit. 2012-10-17]. Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/uro/2004/04/02.pdf>. Urologie pro praxi 4. 2004. 147.
29. FLORIMOND, V. *Basics of Electromyography*. Canada [online]. [cit. 2013-3-1]. Dostupné z: <http://www.thoughttechnology.com/pdf/manuals/MAR908-03%20SEMG%20applied%20to%20physical%20rehabilitation%20and%20biomechanics.pdf>.
30. FORBES, Scott Chapman. *Comparison of a double poling ergometry and field test for elite XC sit skiers*. Saskatchewan, Canada, [online] 2010. [cit. 2012-10-7]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953388/>.
31. HANIGAN, William. C. *Nelson's wound: treatment of spinal cord injury in 19th and early 20th century military conflicts* [online]. [cit. 2013-2-7]. Dostupné z: <http://thejns.org/doi/pdf/10.3171/foc.2004.16.1.5> Illionis.
32. HOLMBERG, Hans Christer. *Biomechanical analysis of double poling in elite cross-country skiers*. Karolinska Institute, Sweden, [online] 2005. [cit. 2012-11-3]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15870635>.
33. KŘÍŽ, Jiří. *Vyšetřovací a rehabilitační metody u pacientů s míšní lézí. Neurologie pro praxi*. [online] 2009, 10(3): 143-147 [cit. 2013-1-20]. Dostupné z: http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=3884.
34. MAJKUSOVÁ, Aneta. *Míšní léze. Školici a fyzioterapeutické centrum Jimramov*. [online] 2009, [cit. 2012-10-17]. Dostupné z: <http://www.jarmila-capova.cz/misni-leze/>.

35. *Microskopický pohled míchy*. [online] [cit. 2013-2-9]. Dostupné z: <http://biologyonline.us/Online%20A&P/AP%202/Northland/AP2lab/Lab%201%20online/lab%202/5.htm>.
36. MYERS, J. *Cardiovascular disease in spinal cord injury: an overview of prevalence, risk, evaluation, and management*. Am J Phys Med Rehabil. [online] 2007, Feb: 86(2): 142-52 [cit. 2012-10-17]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17251696>.
37. NOVOTNÝ, Jan. *Svalové dysbalance* [online] 2009. [cit. 2013-3-12]. Dostupné z: <http://fyps.muni.cz/~novotny/PohybAp.htm>.
38. NSCISC. *National Spinal Cord Injury Statistical Center*. [online] [cit. 2013-1-3]. Dostupné z: https://www.nscisc.uab.edu/PublicDocuments/fact_figures_docs/Facts%202012%20Feb%20Final.pdf. 2012. Birmingham, Alabama.
39. OGATA, Hisayoshi, HIGUCHI, Yukiharu, OGATA, Toru, HOSHIKAWA, Shinya, AKAI, Masami, NAKAZAWA Kimitaka. *Pressor response to passive walking-like exercise in spinal cord-injured humans*. Clinical Autonomic Research. roč. 19, č. 2, s. 113-122. ISSN 0959-9851. DOI: 10.1007/s10286-008-0504-x. [online] 2009, [cit. 2013-2-4]. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s10286-008-0504-x>.
40. SASCIS. *Equipment, seating and posture*. Spinal cord injury [online], [cit. 2013-2-7] Dostupné z: <http://www.rah.sa.gov.au/hampstead/downloads/SASCIS/Chapter%2013.pdf>. Royal Adelaide hospital 2012.
41. SPINAL CORD INJURY. *Patient education*. 2012 [online] [cit. 2012-10-4]. Dostupné z: <http://www.rah.sa.gov.au/hampstead/downloads/SASCIS/Chapter%2011.pdf>.
42. TAWASHY, Amira, E. *Aerobic exercise during early rehabilitation for cervical spinal cord injury*. American Physical Therapy Association. [online] 2010, [cit. 2012-12-4]. 90:427-437. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/90/3/427.full.pdf+html>.
43. WOUDE, L. H. V. *Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion*. [online] [cit. 2012-10-23]. 2001. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11801413>. Amsterdam.

Seznam obrázků

Obr. č. 1: Příčiny vzniku míšní léze 2

Obr. č. 2: ASIA kategorie rozsahu transverzální léze míšní

Obr. č. 3: Stavba míchy

Obr. č. 4: Svalová kontrakce

Obr. č. 5: Postavení pánve ve vozíku a vzpřímené držení těla

Obr. č. 6: Ilustrace směru propulze během „normální“ jízdy na vozíku ve vztahu k nejefektivnějšímu směru produkce síly

Obr. č. 7: Laboratorní testování

Obr. č. 8: Vlastnoručně vyrobený běžkařský trenažér

Obr. č. 9: Aktivita motorických jednotek

Obr. č. 10: Rektifikace a vyhlazení dat po prvním měření

Obr. č. 11: Aplikace elektrod

Obr. č. 12: Běžkařský trenažér Concept a technické zázemí pro měření PEMG

Obr. č. 13: Quad AC Amplifier System model 511

Obr. č. 14: CED 1401

Obr. č. 15: Aplikace elektrod na horní část trapézového svalu

Obr. č. 16: Aplikace elektrod na přední část deltového svalu

Obr. č. 17: Umístění elektrod na zadní část deltového svalu

Obr. č. 18: Umístění elektrod na triceps brachii

Obr. č. 19: Záznam sledování jednoho cyklu soupažného pohybu (proband B.D.)

Obr. č. 20: Záznam sledování a vyhodnocení aktivace musculus deltoideus pars anterior v jednom cyklu v měření I. u probanda B.D.

Obr. č. 21: Záznam sledování aktivace musculus deltoideus pars anterior v jednom cyklu v měření II. u probanda B.D.

Seznam grafů

Graf. č. 1: Přehled sledování aktivace pátého cyklu v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars anterior

Graf. č.2: Přehled sledování aktivace pátého cyklu v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars posterior

Graf č.3: Přehled sledování aktivace pátého cyklu v I. a II. měření pro musculus triceps brachii caput laterale

Graf č.4: Přehled sledování aktivace pátého cyklu I. a II. měření pro musculus trapezius pars descendus

Graf č.5: Přehled sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars anterior

Graf č. 6: Přehled sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars posterior

Graf č.7: Přehled sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus triceps brachii caput laterale

Graf č.8: Přehled sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus trapezius pars descendus

Seznam tabulek

Tab. č. 1: Základní charakteristiky vyšetřovaných

Tab. č. 2: Korekční intervence

Tab. č. 3: Získání dat z programu Spike

Tab. č. 4: Vyhodnocení výsledku pro musculus deltoideus pars anterior v programu Excel

Tab. č. 5: Sledování aktivace pátého cyklu v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars anterior

Tab. č. 6: Sledování aktivace pátého cyklu v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars posterior

Tab. č. 7: Sledování aktivace pátého cyklu v I. a II. měření pro musculus triceps brachii caput laterale

Tab. č. 8: Sledování aktivace pátého cyklu I. a II. měření pro musculus trapezius pars descendus

Tab. č. 9: Sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars anterior

Tab. č. 10: Sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus deltoideus pars posterior

Tab. č. 11: Sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus triceps brachii caput laterale

Tab. č. 12: Sledování aktivace deseti cyklů v I. a II. měření pro musculus trapezius pars descendus

Tab. č. 13: Potvrzení hypotéz

Seznam příloh

Příloha č.I: Žádost a vyjádření etické komise

Příloha č.II: Informovaný souhlas

Příloha č.III: Borgova škála

Příloha č.IV: Umístění elektrod

Příloha č.I: Žádost o vyjádření etické komise



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Jana Mádla 31, 162 52 Praha 6-Včelákov
tel.: 220 171 111
<http://www.ftvs.cuni.cz>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu diplomové práce, zabývající lidmi s čunsky

Název: Studium aktivace vybraných svalových skupin u klientů se spinálním poraněním

Forma projektu: Diplomová práce

Autor: Bc. Jakub Králík

Školitel: Doc. PaedDr. Karel Jeřábek, CSc.

Popis projektu

Diplomová práce s názvem „Studium aktivace vybraných svalových skupin u klientů se spinálním poraněním“, vznikla na základě vlastní myšlenky. Při každodenní pracovní náplni na pozici „Sportovní terapeut pro klienty s poraněním míchy“ aplikuji různé metody, které mají základ ve sportovním tréninku, rehabilitaci a fyzioterapii. Cílem DP je zjistit aktivaci vybraných svalových skupin při cyklické pohybové činnosti na běžkařském trase. Do jedné skupiny jsem umístil svaly přetěžované, do druhé svaly všeobecně u této skupiny spinálních klientů oslabené. Mým cílem je v rámci jedné cvičební jednotky běžné oslabené svaly aktivovat a svalovou aktivitu přetěžovaných svalů naopak eliminovat.

Zajištění bezpečnosti pro posuzování odborníky:

Nejedná se o žádné invazivní metody. Na místě bude personální obsazení ve složení: sportovní terapeut (vyšetřovatel), fyzioterapeut a jeden asistent.

Etické aspekty výzkumu

Ani výsledky ani data nebudou zveřejněny.

Informovaný souhlas (příloha)

V Praze dne:

Podpis autora:

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Stala Bartlčíková, CSc.
Prof. Ing. Václav Barc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Šlepička, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem:

0114/2013

dne:

22.4.2013

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu, zabývajícího lidmi s čunsky.

Řešení projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za etickou komisi

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Jana Mádla 31, 162 52, Praha 6

Paulina
podpis předsedy EK

Příloha: č.II Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

V souladu se Zákonem o péči o zdraví lidu (§23 odst. 2 zákona č.20/1966 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicíně č.96/2001, vás žádám o souhlas k výzkumnému šetření elektrické aktivity vybraných svalových skupin. Šetření je součástí mé diplomové práce, kterou realizuji v rámci studia tělesné výchovy a sportu na Univerzitě Karlově, Fakultě tělesné výchovy a sportu. Týká se sledování elektrické aktivity vybraných svalových skupin pomocí metody povrchové elektromyografie. Sledované svaly jsou: přední a zadní hlava musculus deltoideus, musculus triceps brachii a aktivace horní části musculus trapezius při soupažné pohybové činnosti na běžkařském trenažeru Concept. Podle Borgovy škály bude námaha pohybové činnosti nastavena na úroveň středního zatěžování a to podle vašeho subjektivního pocitu.

Šetření je bezbolestné, neovlivňuje lidský organismus a vyžaduje sportovní oděv vyšetřovaného. Před měřením budete informováni o používání běžkařského trenažeru podle návodu firmy Concept. Po aplikaci elektrod na vaše tělo, začne snímání elektrické aktivity po dobu jedné minuty při pohybové činnosti. Po krátkém odpočinku (1-2minuty) aplikuji přibližně 10-ti minutovou intervenci korekčních technik. Po dostačující době odpočinku následuje poslední minutové měření, stejné jako první, na úrovni střední intenzity zatěžování. Celková doba šetření bude 30-40min. Testování proběhne ve vašem volném času v Centru Paraple v Malešicích. Testování není nebezpečné a je bezbolestné.

Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že sportovní terapeut, který mi poskytl poučení, mi osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpovídal. Prohlašuji, že jsem shora uvedenému poučení plně porozuměl/a a výslovně souhlasím s šetřením. Souhlasím k nahlížení níže jmenované osoby do mé dokumentace a s uveřejněním výsledků v diplomové práci.

Datum:.....

Osoba, která provedla poučení:.....

Podpis osoby, která provedla poučení:.....

Vlastnoruční podpis vyšetřovaného:

Rating of Perceived Exertion scale

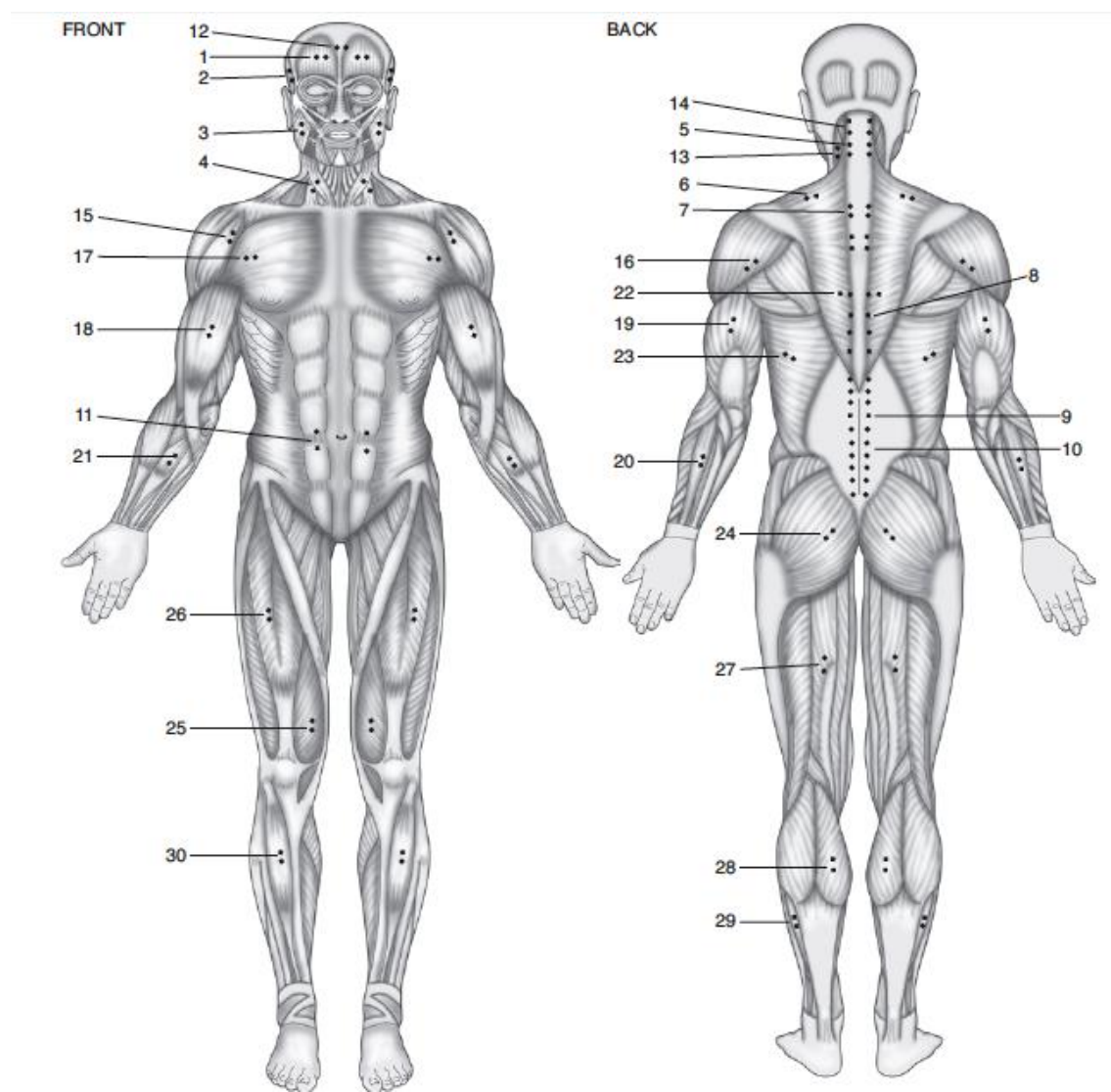


BORG RATING OF PERCEIVED EXERTION (RPE) SCALE

Number rating	Verbal rating	Example
6		No effort at all. Sitting and doing nothing.
7	Very, very light	Your effort is just noticeable.
8		
9	Very light	Walking slowly at your own pace.
10		Light effort.
11	Fairly light	Still feels like you have enough energy to continue exercising.
12		
13	Somewhat hard	
14		Strong effort needed.
15	Hard	
16		Very strong effort needed.
17	Very hard	You can still go on but you really have to push yourself. It feels very heavy and you're very tired.
18		
19	Very, very hard	For most people, this is the most strenuous exercise they have ever done. Almost maximal effort.
20		Absolute maximal effort (highest possible). Exhaustion.

(http://physicalactivityline.com/pdf_files/pal-doc-perceivedexertionscale.pdf)

Příloha č.IV: Umístění elektrod



(Criswell, 2011)